

Aus dem Institut
für Arbeits- und Sozialmedizin der
Johannes Gutenberg-Universität Mainz

**WIRKUNG STOSSHALTIGER SCHWINGUNGEN AUF
BIOMECHANISCHES SCHWINGUNGSVERHALTEN UND
MUSKELREAKTION DES HAND-ARM-SYSTEMS
UND WAHRNEHMUNG**

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades der Medizin
der Johannes Gutenberg - Universität Mainz

dem Fachbereich Medizin vorgelegt

von

KARL HARALD SCHIRMER
aus Mölsheim

Mainz ~~1984~~
1985



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41554405_0014

Aus dem Institut
für Arbeits- und Sozialmedizin der
Johannes Gutenberg-Universität Mainz

WIRKUNG STOSSHALTIGER SCHWINGUNGEN AUF BIO-
MECHANISCHES SCHWINGUNGSVERHALTEN UND MUSKEL-
REAKTION DES HAND-ARM-SYSTEMS UND WAHRNEHMUNG

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorsgrades der Medizin
der Johannes Gutenberg-Universität Mainz

dem Fachbereich Medizin vorgelegt

von

Karl Harald Schirmer
aus Mölsheim

Mainz 1984

Dekan:

Professor Dr. J. Michaelis

1. Gutachter:

Professor Dr. H. Dupuis

2. Gutachter:

Professor Dr. H. Konietzko

Tag der Promotion:

13. Februar 1985

Meinen Eltern in Dankbarkeit gewidmet.

Vorwort

Mein ganz besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. H. Dupuis für die Überlassung des Themas und die intensive und geduldige Betreuung meiner Arbeit.

Ganz herzlich möchte ich mich bei den Mitarbeitern der Arbeitsgruppe Anthropotechnik/Ergonomie des Institutes für Arbeits- und Sozialmedizin der Johannes Gutenberg-Universität Mainz, Herrn Dr.-Ing. N. Schäfer, Herrn Dr. rer. nat. E. Hartung und Herrn K. Adler, bedanken, die die Aufgaben der Schwingungssimulation (Kap. 4.1.2.) und der physikalischen Messtechnik (Kap. 4.1.3.) übernommen und ausgeführt haben.

Für die Mühe des Schreibens meiner Arbeit bedanke ich mich bei meiner Ehefrau Cornelia.

<u>Inhaltsverzeichnis</u>	<u>Seite</u>
1. Einleitung und Problemstellung	1
2. Aufgabenstellung	6
3. Theoretischer Teil	8
3.1. Derzeitiger Kenntnisstand akuter Wirkungen mechanischer Schwingungen auf das Hand-Arm-System	8
3.1.1. Biomechanisches Schwingungsverhalten des Hand-Arm-Systems	9
3.1.2. Muskelreaktion	10
3.1.3. Gehör	11
3.1.4. Periphere Durchblutung	12
3.1.5. Subjektive Stärke der Wahrnehmung	13
3.2. Derzeitiger Kenntnisstand chronischer Wirkungen mechanischer Schwingungen auf das Hand-Arm-System	14
3.2.1. Vasomotorische Störungen	14
3.2.2. Nervenfunktionsstörungen	19
3.2.3. Veränderungen der Muskulatur des Armes	21
3.2.4. Veränderungen an Gliedmassen und Gelenken des Hand-Arm-Systems	23
3.2.5. Sonstige stressartige physiologische Veränderungen	32
3.3. Bisherige Untersuchungen zur Wirkung stosshaltiger Schwingungsvorgänge	33
3.4. Analogiebetrachtung: Wirkungen von Impulslärm	37

4.	Experimenteller Teil	40
4.1.	Allgemeine Methodik für die Versuchsreihen A, B und C	40
4.1.1.	Auswahl von typischen stosshaltigen Schwingungsverläufen zur Erstellung von Simulationsprogrammen	40
4.1.2.	Schwingungssimulation mit Hilfe eines elektromagnetischen Simulators	42
4.1.3.	Überprüfung der Ist-Soll Werte	45
4.1.4.	Festlegung der Simulationsprogramme	53
4.1.5.	Greif- und Andruckkraft	57
4.1.6.	Ellenbogenwinkel	59
4.1.7.	Versuchspersonen	60
4.2.	Versuchsreihe A: Biomechanisches Übertragungsverhalten	61
4.2.1.	Zielsetzung	61
4.2.2.	Versuchsaufbau und Registriereinrichtung	61
4.2.3.	Versuchsprogramm	64
4.2.4.	Versuchsauswertung	65
4.2.5.	Ergebnisdarstellung und Diskussion	66
4.3.	Versuchsreihe B: Elektrische Muskelaktivität (EMG)	75
4.3.1.	Zielsetzung	75
4.3.2.	Versuchsaufbau und Registriereinrichtung	75
4.3.3.	Versuchsprogramm	78
4.3.4.	Versuchsauswertung	79
4.3.5.	Ergebnisdarstellung und Diskussion	82
4.4.	Versuchsreihe C: Subjektive Stärke der Wahrnehmung	97
4.4.1.	Zielsetzung	97
4.4.2.	Versuchsaufbau und Registriereinrichtung	97

4.4.3.	Versuchsprogramm	100
4.4.4.	Versuchsauswertung	101
4.4.5.	Ergebnisdarstellung und Diskussion	101
5.	Zusammenfassende Diskussion	106
6.	Zusammenfassung	111
7.	Literaturverzeichnis	112

1. Einleitung und Problemstellung

Die fortschreitende Technisierung und Mechanisierung in der Arbeitswelt bringt neben der Erleichterung für die Arbeitenden häufig auch eine erhöhte Beanspruchung mit sich, die in mannigfaltiger Weise zu einer Überforderung und sogar Gesundheitsgefährdung führen kann.

Erinnert sei an die Belastung durch Lärm, durch Luftverunreinigung und nicht zuletzt auch durch die Einwirkung von mechanischen Schwingungen (Vibrationen) auf den Menschen. Diese Schwingungen können in Form von Ganzkörperschwingungen, wie z. B. bei Führern von Baufahrzeugen, oder als Teilkörperschwingungen in Erscheinung treten. Bei Belastung durch Teilkörperschwingungen ist in überwiegender Weise das Hand-Arm-System des Menschen betroffen, da diese Schwingungen in erster Linie durch handgeführte vibrierende Geräte dem Körper zugeführt werden.

Es gibt eine Vielzahl von schwingungsemittierenden, handgeführten, elektrisch, pneumatisch oder mit Brennkraft angetriebenen Geräten, wie z. B. Motorkettensägen, Bohr-, Fräs- und Schleifmaschinen, Putz- und Niethämmer, um nur einige zu nennen, wobei deren Auswirkungen auf den Menschen sehr unterschiedlich sein können. Ausser von der individuellen Disposition sind die Auswirkungen im Wesentlichen von den folgenden Parametern abhängig: Gewicht des Gerätes, Art des zu bearbeitenden Materiales, Frequenz und Art der Schwingung, Grösse der Andruckkraft und Dauer der Schwingungseinwirkung.

Immerhin kommen zur Zeit in der BRD etwa 4,4 Mio. Erwerbstätige regelmässig mit vibrierenden, mit der Hand zu bedienenden Arbeitsgeräten in Berührung (SCHWARZLOSE, 1981). Etwa 0,5 Mio. davon sind mehr als 2 Stunden täglich exponiert.

Bei vorliegender individueller Disposition kann es nach mehr oder weniger langer Schwingungsexposition zu zwei typischen Krankheitsbildern kommen, die in der Liste der Berufskrankheiten unter der Nummer 2103

"Erkrankungen durch Erschütterung bei Arbeit mit Druckluftwerkzeugen oder gleichartig wirkenden Werkzeugen oder Maschinen"

und Nummer 2104

"Vibrationsbedingte Durchblutungsstörungen an den Händen, die zur Unterlassung aller Tätigkeiten gezwungen haben, die für die Entstehung, die Verschlimmerung oder das Wiederaufleben der Krankheit ursächlich waren oder sein können"

zu finden sind.

Während niederfrequente Schwingungen (unter 30 Hz) vorzugsweise zu Knochen- und Gelenkschädigungen führen, kommt es durch hochfrequente Schwingungen (über 80 Hz) überwiegend zu funktionellen Durchblutungsstörungen (OESER, 1978).

Als Konsequenz dieser Erkenntnisse ergab sich die Notwendigkeit, ein Verfahren zur Beurteilung der Einwirkung mechanischer Schwingungen auf den Menschen zu entwickeln. Dieses Verfahren ist mit der VDI 2057 als nationale und der ISO/DIS 5349 als internationale Richtlinie vorhanden und enthält Bewertungsrichtlinien sowohl für Ganzkörper- als auch für Teilkörper-, d. h. Hand-Arm-Schwingungen.

Als Mass für die Belastung des Menschen durch mechanische Schwingungen gilt gemäss VDI 2057 die Bewertete Schwingstärke K, die den Zusammenhang zwischen objektiver (mess-

barer) Schwingungsbelastung und subjektiver (nicht messbarer) Wahrnehmung, biomechanischem Schwingungsverhalten und bestimmten physiologischen Veränderungen wiedergibt.

Der Berechnung des K-Wertes liegt eine frequenzabhängige Bewertung der Schwingbeschleunigung zugrunde. Abbildung 1 zeigt die Kurven gleicher Bewerteter Schwingstärken K_{XH} in Abhängigkeit von Frequenz und Schwingbeschleunigung bei Einwirkung über das Hand-Arm-System (VDI 2057).

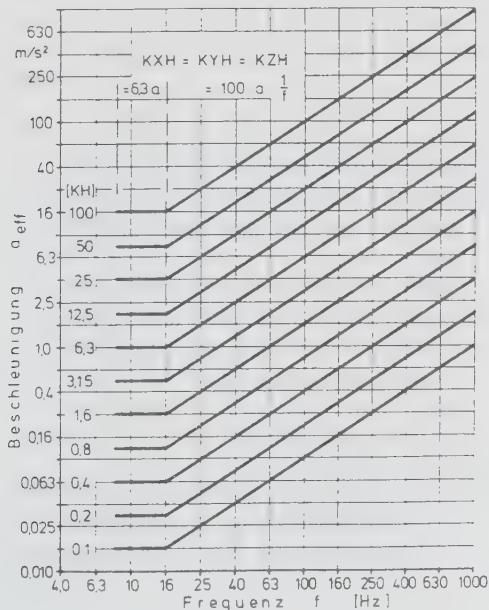
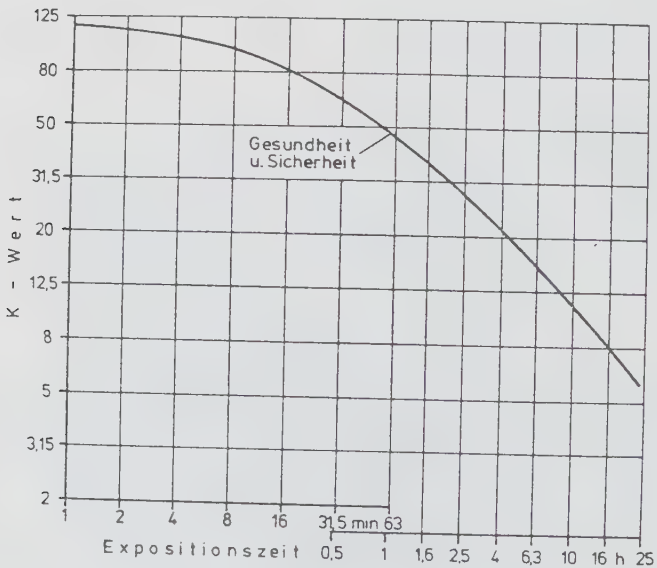


Abbildung 1: Kurven gleicher Bewerteter Schwingstärke K_{XH} , K_{YH} , K_{ZH} in Abhängigkeit von Frequenz und Schwingbeschleunigung bei Einwirkung über das Hand-Arm-System

Eine zeitabhängige Schwingungsbewertung des K-Wertes im Hinblick auf die Gesundheit ist der Darstellung in Abbildung 2 zu entnehmen. Hieraus ist ersichtlich, bei welcher Schwingungsbelastung in Abhängigkeit der täglichen Expositionsdauer mit einer gesundheitlichen Schädigung zu rechnen ist.



Abbildungung 2: Richtwertkurve für "Gesundheit" in Abhängigkeit von der Bewerteten Schwingstärke K und der täglichen Expositionsdauer nach VDI 2057, Blatt 3 (1979)

Die Richtlinie nach VDI 2057 ist jedoch nur auf allgemein periodische Schwingungen (mit einer oder mehreren dis-

kreten Frequenzen) und auf stochastische Schmalband- oder Breitbandschwingungen mit einem Scheitelfaktor ≤ 3 anwendbar (VDI 2057, Blatt 1). Für transiente oder stosshaft periodische Vorgänge oder für Einzelstösse ist die Richtlinie nur bedingt anwendbar. Hierbei sei angemerkt, dass eine physikalische Definition für den Begriff "Stosshaltigkeit" nicht existiert. In der vorliegenden Arbeit werden unter "stosshaltigen Schwingungen" stochastische Schwingungsverläufe mit herausragenden Amplituden (Impulse) in regelmässiger oder regelloser Folge verstanden.

Da die in der Praxis vorkommenden vibrierenden Geräte sehr häufig keine rein harmonischen Schwingungsverläufe aufweisen, sondern überwiegend stochastische regellose, zum Teil mit Stössen überlagerte (stosshaltige) Schwingungsanteile enthalten, ist eine Bewertung nach der vorliegenden Richtlinie nicht ohne weiteres möglich. Erst durch experimentelle Untersuchungen kann das Problem der Anwendbarkeit dieser Richtlinie auch auf stosshaltige Schwingungsvorgänge näher beleuchtet werden.

2. Aufgabenstellung

Experimentelle Untersuchungen zur Bewertung stosshaltiger Schwingungsvorgänge auf das Hand-Arm-System liegen bisher nur in sehr unbefriedigendem Umfang vor. Derartige Untersuchungen sind um so erforderlicher, als in der heutigen Arbeitswelt eine Vielzahl von handgeführten vibrierenden Geräten zur Anwendung kommen, die zu einer stosshaltigen Belastung des Hand-Arm-Systems führen.

In der vorliegenden Arbeit soll durch experimentelle Untersuchungen ein Beitrag dazu geleistet werden, ob die zur Zeit gültigen, gemäss VDI 2057, Blatt 2 festgelegten Bewertungsrichtlinien zur Beurteilung der Wirkung mechanischer Schwingungen auf das Hand-Arm-System des Menschen auch unverändert für stosshaltige Schwingungsvorgänge anwendbar sind.

Es sollen unter labormässigen Bedingungen sinusförmige, stochastische und stosshaltige Schwingungsvorgänge im Hinblick auf ihre akuten Wirkungen auf den Menschen verglichen werden. Zur Ausschaltung weiterer Einflussfaktoren, wie z. B. Greif- und Andruckkraft, Ellenbogenwinkel usw. sollen diese konstant gehalten werden.

Um einen möglichst nahen Bezug zur Arbeitspraxis herzustellen, lagen der Simulation stosshaltiger Schwingungsvorgänge Magnetbandaufzeichnungen von Messungen an handgeführten vibrierenden Geräten unter realen Arbeitsbedingungen zugrunde.

Da der K-Wert die Schwingungsbelastung angibt und folglich nach VDI 2057 bei gleichem K-Wert gleiche Beanspruchungen zu erwarten wären, wird für alle Schwingungen ein konstanter K-Wert gewählt.

Durch den Vergleich der gemessenen akuten Wirkungen bei Belastung mit verschiedenen vorgegebenen Schwingungen bei konstantem K-Wert soll der Einfluss der Schwingungsart ermittelt werden. Darüberhinaus soll durch eine Variation des K-Wertes (nach oben und unten) bei sonst gleicher Schwingungscharakteristik ein möglicher Einfluss der Schwingungsintensität erkannt werden. Die akuten Wirkungen der vorgegebenen Schwingungen sollen anhand der folgenden arbeitsmedizinischen Kriterien in 3 Versuchsreihen (A, B und C) gemessen werden:

Versuchsreihe A: Biomechanisches Übertragungsverhalten des Hand-Arm-Systems (Beschleunigungsmessung an mehreren Stellen der Hautoberfläche mit Miniaturlaufnehmern)

Versuchsreihe B: Elektrische Muskelaktivität (EMG)
(Messung mit Oberflächen Elektroden und EMG-Verstärker)

Versuchsreihe C: Subjektive Schwingungswahrnehmung
(Intensitätsvergleich einer vorgegebenen Standardschwingung mit einer Versuchsschwingung).

3. Theoretischer Teil

3.1. Derzeitiger Kenntnisstand akuter Wirkungen mechanischer Schwingungen auf das Hand-Arm-System

Während sich Auswirkungen mechanischer Schwingungen aufgrund chronischer Belastung erst nach Monaten oder sogar Jahren zeigen, kommt es bei Schwingungseinwirkungen auch zu akuten Reaktionen des Organismus. Aufgrund des Ausmasses der akuten Wirkungen werden quantitative Aussagen über Änderungen der Beanspruchung des Hand-Arm-Systems in Abhängigkeit von physikalischen und arbeitstechnischen Einflussgrössen ermöglicht. Zu den akuten Wirkungen zählen:

1. Biomechanisches Schwingungsverhalten des Hand-Arm-Schulter-Kopf-Systems
2. Physiologische Veränderungen im Bereich von Muskulatur, Gehör, vegetativem Nervensystem und peripherer Durchblutung
3. Subjektive Stärke der Wahrnehmung.

Die Kenntnis der akuten Wirkungen mechanischer Schwingungen ist einerseits hilfreich im Hinblick auf die Interpretation von Langzeitwirkungen solcher Schwingungen auf das Hand-Arm-System. Zum anderen kann anhand von Langzeitwirkungen der Einfluss eines einzelnen Parameters, wie z. B. Amplitude, Frequenz, Greif- und Andruckkraft, Ellenbogenwinkel usw. bei Konstanthaltung der übrigen Parameter nicht ermittelt werden, was jedoch bei der Untersuchung akuter Wirkungen möglich ist.

3.1.1. Biomechanisches Schwingungsverhalten des Hand-Arm-Systems

Das biomechanische Schwingungsverhalten des Hand-Arm-Systems ermöglicht Aussagen darüber, wie mechanische Schwingungen von der Einleitungsstelle der Schwingung am Handgriff auf die Hand übertragen und am Arm bis zur Schulter weitergeleitet werden. Dieses Kenntnis ist deshalb von Bedeutung, da Resonanzen des Hand-Arm-Systems zu besonders starken mechanischen Beanspruchungen führen können.

Mittels Beschleunigungsmessung an den vier Messstellen: Handgriff, Handgelenk, Ellenbogengelenk und Schultergelenk wurde nachgewiesen, dass in distal-proximaler Richtung, also vom Handgelenk in Richtung Schultergelenk, ein Beschleunigungsabbau stattfindet (IWATA, DUPUIS u. HARTUNG, 1972, DUPUIS et al., 1976).

Zwischen 10 und 20 Hz kommt es am Hand- und Ellenbogengelenk in horizontaler Z-Richtung zu einer Schwingungsvergrößerung aufgrund von Resonanzentwicklungen.

CARLSÖÖ und MAYR (1974) haben durch Untersuchungen bei der Arbeit mit einem pneumatischen Hammer ebenfalls festgestellt, dass sich die Schwingkraft vom Handgelenk über das Ellenbogengelenk zum Schultergelenk verringert, d. h. ein Schwingungsabbau stattfindet.

Mit Hilfe der Röntgenkinematographie führten SUZUKI et al. (1981) Untersuchungen bei der Arbeit mit einer Motorsäge durch und konnten aufzeigen, dass das Handgelenk eine deutliche Schwingungsminderung bewirkt. An den Metakarpalknochen liess sich im Bereich von 40 bis 60 Hz eine Amplitudenverstärkung nachweisen, die möglicherweise durch eine

Resonanzentwicklung entsteht.

In X- und Y-Richtung findet nur noch in geringem Masse eine Resonanzentwicklung am Handgelenk statt, jedoch nicht mehr am Ellenbogengelenk. Eine Zunahme des Kraftschlusses zwischen Hand und Griff führt zu einer Erhöhung der Beschleunigungsübertragung.

Auch ein Einfluss des Ellenbogenwinkels auf die Beschleunigungsübertragung liess sich nachweisen. Dabei zeigt sich, dass kleine Ellenbogenwinkel von 60° - 90° zu einer relativ hohen Schwingungsbelastung infolge geringer Dämpfung führen, während grosse Ellenbogenwinkel von 150° - 180° zwar eine maximale Dämpfung bewirken, aber die zunehmende Versteifung des Armes bei diesen Winkeln die Beschleunigungsübertragung auf den Kopf wiederum verstärken (DUPUIS, 1976).

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass sowohl Frequenzen zwischen 10 und 20 Hz, als auch extreme Ellenbogenwinkel zu einer maximalen Schwingungsübertragung führen.

3.1.2. Muskelreaktion

Im physiologischen Bereich kommt der Reaktion der Muskulatur eine besondere Bedeutung hinsichtlich der akuten Wirkung von mechanischen Schwingungen zu. Mit Hilfe der Elektromyographie, die von LAURIG (1970) als arbeitswissenschaftliche Untersuchungsmethode beschrieben wurde, konnte für die beiden Oberarmmuskeln, m. biceps und m. triceps brachii, der Nachweis erbracht werden, dass beide Muskeln einen wesentlichen Anteil an der Stabilisierung des Hand-Arms-Systems unter Schwingungsbelastung besitzen (DUPUIS et al., 1976). Der m. flexor carpi ulnaris, der hauptsäch-

lich die Flexion der Finger bewirkt, ist überwiegend für die Aufbringung der Greifkraft verantwortlich und zeigt unter Schwingungsbelastung nur noch eine geringe Beeinflussbarkeit.

Ein Vergleich der Muskelreaktion unter Belastung sinusförmiger und regelloser Schwingungen zeigte, dass Sinusschwingungen ein periodisches Verhalten der Muskulatur hervorrufen, während regellose (stochastische) Schwingungsverläufe zu einer permanenten Anspannung der Muskulatur führen und somit eine grössere Belastung darstellen (DUPUIS et. al., 1972).

In einer Untersuchung von HELD (1980) wurde dargelegt, dass mit ansteigender Schwingungsbeschleunigung die elektrische Muskelaktivität der Oberarmmuskeln zunimmt.

Bei einer Untersuchung mit einem pneumatischen Hammer konnten CARLSÜÖ und MAYR (1974) zeigen, dass es durch die Rückstosswirkung zu Dehnungsreizen bestimmter Muskelgruppen kommt, die durch eine reflektorische Kontraktion über einen monosynaptischen Reflexbogen beantwortet werden.

3.1.3. Gehör

Eine Untersuchung von WEICHENRIEDER (1977) hat ergeben, dass eine gleichzeitige Belastung durch Vibration und Lärm keinen additiven Effekt zeigt. Die Hörschwellenänderung unter gleichzeitiger Belastung entspricht etwa der Änderung unter alleiniger Lärmbelastung.

3.1.4. Periphere Durchblutung

Der Änderung der peripheren Durchblutung kommt besondere Bedeutung zu, da hier ein Zusammenhang mit der nach chronischer Belastung auftretenden "Weissfingerkrankheit", auch "Raynaud-Phänomen" bzw. von KLOSTERKÖTTER (1974) als vibrationsbedingtes, vasospastisches Syndrom bezeichnet, vermutet werden kann. DUPUIS et al. (1976) und DUPUIS und WEICHENRIEDER (1977) konnten nachweisen, dass es allein durch statische Belastung zu einem signifikanten Absinken der Hauttemperatur kommt, während durch zusätzliche Vibrationsbelastung die Hauttemperatur auf dem gleichen herabgesetzten Niveau bleibt.

Obwohl auch die Fingerpulsamplitude unter statischer Belastung allein, als auch kombiniert mit Schwingungsbelastung abfällt, führt insbesondere die Lärmbelastung zu einem starken Abfall der Fingerpulsamplitude.

Während ein Einfluss der Frequenz auf die periphere Durchblutung nicht eindeutig nachweisbar ist, zeigt sich bei zunehmender Beschleunigungsintensität eine stärker werdende Durchblutungsminderung.

OESER (1978) konnte durch experimentelle Untersuchungen darlegen, dass eine einseitige Vibrationseinwirkung am Hand-Arm-System zu einer messbaren Durchblutungsminderung an beiden Händen führt.

Aus epidemiologischen Untersuchungen ist bekannt, dass niedrige Umgebungstemperaturen die Entstehung einer vibrationsbedingten Durchblutungsstörung zu begünstigen scheinen. Es gibt Hinweise dafür, dass in nordischen Ländern das Auftreten der "Weissfingerkrankheit" bei Motorsägeführern häufiger zu sein scheint, als in Ländern

mit wärmerer Temperatur. Es liegen jedoch keine gesicherten Ergebnisse vor, die quantitative Aussagen über den Einflussfaktor Temperatur ermöglichen. Ein Hinweis auf die möglicherweise höhere Gesundheitsgefährdung durch niedrige Temperaturen bei Arbeit mit vibrierenden Geräten findet sich in der VDI-Richtlinie 2057, Blatt 3 (1979).

3.1.5. Subjektive Stärke der Wahrnehmung

Untersuchungen zur subjektiven Stärke der Wahrnehmung wurden von MIWA (1967, 1968), NISYIYAMA und WATANABE (1981) und DUPUIS et al. (1972, 1976) durchgeführt. In der Arbeit von DUPUIS (1976) wurde der Einfluss der Frequenz sowie der Beschleunigungsintensität hinsichtlich der Stärke der subjektiven Wahrnehmung untersucht. Dabei wurde festgestellt, dass sich die Versuchspersonen mit zunehmender Frequenz eine etwa linear ansteigende Beschleunigung zumuteten. Diese Aussage steht in Einklang mit den Ergebnissen der biomechanischen Untersuchungen, da bei ansteigender Frequenz die Beschleunigung ebenfalls angehoben werden muss, um eine ebenso starke Wahrnehmung hervorzurufen wie eine niederfrequentere Vergleichsschwingung.

Abweichend von dem Ergebnis der biomechanischen Untersuchungen, wonach es aufgrund eines Resonanzverhaltens von Hand und Unterarm zwischen 10 und 20 Hz zu einer Beschleunigungsvergrößerung an der Hand kommt, wird diese Beschleunigungsvergrößerung nicht ihrer mechanischen Wirkung entsprechend empfunden.

3.2. Derzeitiger Kenntnisstand chronischer Wirkungen mechanischer Schwingungen auf das Hand-Arm-System

Der mehrjährige Umgang mit vibrierenden handgeführten Arbeitsgeräten kann zu verschiedenen Krankheitsbildern führen, die von IWATA, DUPUIS, FREUND und HARTUNG (1973) nach folgender Einteilung differenziert werden:

1. Vasomotorische Störungen
2. Nervenfunktionsstörungen
3. Veränderungen der Muskulatur des Armes
4. Veränderungen an Gliedmassen und Gelenken des Hand-Arm-Systems
5. Sonstige stressartige physiologische Veränderungen

3.2.1. Vasomotorische Störungen

Störungen der Durchblutungsfunktion an den Händen von Arbeitern, die mit vibrierenden Geräten umgehen, wurden bereits von LORIGA (1911) beschrieben. Seither gibt es eine Vielzahl von Untersuchungen, die sich mit dem Problem der vibrationsbedingten Durchblutungsstörungen beschäftigen (MEYER-BRODNITZ, WOLLHEIM, 1929; HAMILTON, 1930; JUNG-HANNES, 1937). Schädigungen der Durchblutungsfunktion an den Händen infolge von Vibrationseinwirkungen sind seit dem 1.1.1977 als Berufskrankheit anerkannt.

Das Krankheitsbild dieser vibrationsbedingten Durchblutungsstörungen äussert sich als vasospastischer Anfall in

den Fingern mit nachfolgender cyanotischer Verfärbung oder Blässe der Haut (LIDSTRÖM, 1974). Der Vasospasmus breitet sich in distal-proximaler Richtung aus, d. h. er beginnt in den Fingerspitzen und endet meist an der proximalen Phalanx. Ausnahmsweise kann auch die Hand miteinbezogen werden. Die betroffenen Finger zeigen häufig eine herabgesetzte Empfindungsfähigkeit; oft geht der Anfall mit einer Schmerzwahrnehmung in den betroffenen Fingern einher.

Nach Beendigung des Vasospasmus kommt es zu einer kräftigen Vasodilatation, die von den Betroffenen häufig unangenehm und schmerzhaft empfunden wird. Zwischen diesen vasospastischen Anfällen zeigen sich keine auffälligen Symptome an der Durchblutung der Hand. In erster Linie werden die den Vibrationen am stärksten ausgesetzten Finger, in der Regel der 3. bis 5. Finger, befallen.

Da dieses Krankheitsbild in ähnlicher Form, jedoch ohne erkennbare äussere Einflüsse zustandekommend, bereits 1852 von MAURICE RAYNAUD beschrieben wurde, spricht man von einem Raynaud-Syndrom, bzw. von einem sekundären Raynaud-Phänomen (ERNST, 1981). Im Gegensatz dazu steht das primäre Raynaud-Phänomen, dessen Ursache weitgehend unbekannt ist und das vorwiegend Frauen jüngerer Alters betrifft.

Ausser der Bezeichnung "Raynaud-Syndrom" gibt es noch eine Reihe weiterer Benennungen, , wie z. B. "Traumatic Vasospastic Disease (TVD)". "Vibration Induced White Fingers (VWF)", "Weissfingerkrankheit" oder "Vibrationsbedingtes Vasospastisches Syndrom (VVS)" (KLOSTERKÖTTER, 1974), die jedoch ihrer Bedeutung nach das gleiche Krankheitsbild beschreiben.

Die vasospastischen Anfälle treten zu Beginn der Schädi-

gung nur in Verbindung mit Vibrationen und niedriger Umgebungstemperatur auf. Ist die Schädigung schon weiter fortgeschritten, so genügt die Vibrationsbelastung oder die Kältebelastung allein, um einen Vasospasmus auszulösen (IWATA, 1973; DUPUIS, 1981 b). Nach KNIEB (1981), der eine Untersuchung an Gussputzern durchführte, kann ein Weisswerden der Finger durch Druck (Tragen einer Tasche) oder Kälte (z. B. Wagenwaschen) auch ausserhalb der Arbeitszeit ausgelöst werden. Kräftiges Reiben und Kneten der Hände oder Eintauchen in warmes Wasser schaffen häufig eine Linderung der Beschwerden.

Mit vasospastischen Beschwerden ist nach OESER (1978) ab Frequenzen oberhalb 80 Hz zu rechnen. KNIEB (1981) und ANDERSEN (1980) sehen den für die Krankheitsentstehung verantwortlichen Frequenzbereich zwischen 40 und 300 Hz.

Die Pathogenese des vibrationsbedingten Vasospasmus ist noch weitgehend ungeklärt, doch gibt es verschiedene Theorien zur Erklärung der Krankheitsentstehung.

ASHE et al. (1962) haben in der Muskelschicht der Gefässwand hypertrophische Veränderungen nachgewiesen. Eine Vaskonstriktion dieser hypertrophischen Gefässmuskulatur, ausgelöst durch einen Kältereiz, genügt, um einen vasospastischen Zustand zu erzeugen. JUNGHANNS (1937) führte eine feingewebliche Untersuchung eines Gefässstranges des linken Unterarmes bei einem Gussputzer durch und fand ein der Trombangitis obliterans ähnelndes Bild: Fibroblastenwucherungen in den Gefässwandschichten, Lumenverschluss durch einen mit Leukozyten durchsetzten Bindegewebspfropf und Riesenzellbildungen.

LANGAUER-LEWOWIKA (1974) ist der Meinung, dass zwei pathologische Komponenten, nämlich Konstriktion und Atonie, für die Durchblutungsstörungen verantwortlich sind.

Nach KORADECKA (1982) kommt es zu den Störungen des Haut-Blutkreislaufes in den Händen wahrscheinlich aufgrund einer direkten mechanischen traumatischen Einwirkung und einer indirekten Einwirkung neurogener Schwingungen auf die Wandungen kleiner Hautblutgefässe. Unter Einwirkung eines Kältereizes führt dies bei schwingungsexponierten Personen zu einer Verringerung der wärmeregelnden Strömung und zu einer Erhöhung der Nährströmungen, was vom Standpunkt der Erhaltung der thermischen Homöostase des Organismus aus gesehen ungünstig ist. LAARMANN (1977) schliesst eine organische Ursache der vasospastischen Anfälle aus, da die Reaktion der Finger in Form des Weiss-Blau-Rot-Phänomens für ein organisch gesundes Gefässsystem beweisend sei. Die im Anfangsverlauf eines Gefässleidens auftretenden Vasospasmen dagegen enden in einem lividen Dauerzustand. Zu einer Hyperämie kann es hierbei nicht kommen.

Auf einen sympathischen vasokonstriktorischen Reflex führen PYYKKÖ und HYVÄRINEN (1973) den vibrationsbedingten Vasospasmus zurück. Dabei kommt es unter Vibrationsbelastung zu einer andauernden Überstimulation der Pacinischen Körperchen und infolge dessen zu einer exzessiven Aktivierung der sympathischen vasokonstriktorischen Nerven. Diese kontinuierliche Aktivierung führt zu einer Hypertrophie der vasokonstriktorischen Muskulatur und schliesslich zum Vasospasmus. FÄRKILÄ und PYYKKÖ (1979) vermuten aufgrund einer Untersuchung, dass der gefässverengende Reflex zentralnervös lokalisiert ist, da Vibrationsbelastung eine Vasokonstriktion auch an der nichtexponierten Hand auslösen kann.

Auch MATOBA und KUSUMOTO (1975) sind der Auffassung, dass der Vasospasmus auf der Störung eines höheren Zentrums des autonomen Nervensystems beruht.

Der Vasospasmus tritt vorwiegend im Frequenzbereich zwischen 60 und 200 Hz auf, wobei bei 200 Hz die stärkste vasospastische Reaktion auszulösen ist. Da die Pacini-Körperchen ihre höchste Empfindlichkeit bei etwa 200 Hz aufweisen (SCHMITT, THEWS, 1977), liegt die Vermutung nahe, dass zwischen diesen subcutan gelegenen Vibrationsrezeptoren und den Durchblutungsstörungen ein Zusammenhang besteht.

Eine Beteiligung des Immunsystems an der Entstehung des vibrationsbedingten Raynaud-Syndroms konnte LANGAUER-LEWOWICKA (1976) in ihren Untersuchungen nachweisen. Bei Personen in fortgeschrittenem Erkrankungsstadium zeigte sich eine signifikante Erhöhung der Immunglobuline G. In einer Untersuchung mit gleicher Fragestellung kam KNUTSSON (1975) jedoch zu einem negativen Ergebnis, d. h. eine Erhöhung von Ig G, Ig A und Ig M bei vibrationsexponierten Personen war nicht nachweisbar.

Da die frühzeitige Diagnose eines vibrationsbedingten vasospastischen Syndroms ein vordringliches Anliegen im Hinblick auf die Prävention dieser Krankheit ist, wurden verschiedene diagnostische Untersuchungsmethoden entwickelt. Zu nennen sind die Finger-Plethysmographie (FÄRKKILÄ und PYYKKÖ, 1979), die Hauttemperaturmessung, die reaktive Hyperämiezeit-Messung und der Nagel-Press-Test (IWATA et al., 1974), die akrale Oszillographie (OESER, 1979), der Kälteprovokationstest (FÄRKKILÄ et al., 1978; PYYKKÖ et al., 1981), die Kapillaroskopie (LANGAUER-LEWOWICKA et al., 1977) und der "Cold Pressor Recovery Index" (CPRI, OKADA et al., 1972). Auf die Schwierigkeiten einer Standardisierung einer Testmethode aufgrund inter- und intra-individueller Variationen bei der Provokation eines vasospastischen Anfalles haben HELLSTRÖM und MYHRE (1971)

hingewiesen. Nach einem Vergleich mehrerer Methoden sind sie der Auffassung, dass ein Vasospasmus am besten durch generelle Kälteexposition des Körpers sowie lokale Kältebelastung der Hand auszulösen ist. Eine geeignete Methode scheint der "Cold Pressor Recovery Index" zu sein, der mittels Blutdruckmessungen vor und während einer Kälteexposition eine Aussage über das Gefäßsystem erlaubt.

Über die Prognose des vibrationsbedingten vasospastischen Syndroms gibt es keine einheitliche Meinung. Während auf der einen Seite die Ansicht existiert, dass die Erkrankung noch nach beendeter beruflicher Schwingungsexposition progressiv ist (AGATE, 1949), vertreten andere Autoren den Standpunkt, dass die Krankheit voll rückbildungsfähig sei (KNIEB, 1981), bzw. dass keine organischen Dauerschäden auftreten (LAARMANN, 1977).

Therapeutisch günstig beeinflussen lässt sich die Erkrankung durch absolutes Rauchverbot und Warmhalten der Extremität (ERNST, 1981). Darüberhinaus kommen Medikamente aus der Reihe der Vasodilatoren und der Ganglienblocker zum Einsatz. Voraussetzung für eine erfolgreiche Therapie ist eine Beendigung der Arbeit mit vibrierenden Geräten.

3.2.2. Nervenfunktionsstörungen

Neben den Störungen der Durchblutungsfunktion sind auch Störungen des Nervensystems, insbesondere im peripheren Bereich, beschrieben worden. Nach LIDSTRÖM (1974) äussern sich die Beschwerden als Gefühllosigkeit und Parästhesien in Armen und Händen, die hauptsächlich nachts auftreten. Darüberhinaus liess sich bei Personen, die über längere Zeit starken Vibrationen ausgesetzt waren, an den oberen Extremitäten eine herabgesetzte Sensibilität für Druck,

Berührung und Vibrationen und eine niedrige Nervenleitgeschwindigkeit, besonders in den langsam leitenden Fasern, feststellen.

Über ein Gefühl der Taubheit und des Kribbelns klagten Arbeiter an Schuhanklopfmaschinen einer Untersuchung von MEYER-BRODNITZ und WOLLHEIM (1929) zufolge.

KLIMAKOVA-DEUSCHOVA (1966) ermittelte, dass bei über 60% einer Gruppe von Arbeitern an vibrierenden Geräten Akroparästhesien auftraten, welche häufig von krampfartigen Schmerzen in den Extremitäten begleitet waren.

Nach ANDREEVA-GALANINA (1967) treten die Störungen des peripheren Nervensystems als polyneuritisches Syndrom auf, dem dann verschiedene Störungen der Sensibilität und der Gefäße sowie trophische Störungen folgen. Durch Vibrationsbelastung sollen alle Arten der Hautempfindlichkeit gestört sein: die Schmerzempfindlichkeit, die Vibrationsempfindlichkeit und die Temperaturempfindlichkeit. Die Veränderung der Schmerzempfindlichkeit kann an den Fingerspitzen sogar bis zur vollen Anästhesie führen.

Die Nervenstörungen treten vor allem in Form degenerativer Veränderungen, besonders am n. ulnaris und n. medianus auf, aber auch am Armplexus sind Schädigungen beobachtet worden. SILBERKUHL (1943) macht einerseits die dauernden Erschütterungen durch die Arbeitsgeräte, die zu einer rein mechanischen Schädigung der Nerven führen, für die Beschwerden verantwortlich. Andererseits komme aber auch eine Ernährungsstörung infolge unzureichender Blutzirkulation in Betracht.

ESKENASY (1970), der die klinische Erscheinungsform einer peripheren Nervenstörung als Palmarneuritis und Neuralgie

beschreibt, führt die Schädigung auf die direkte Vibrationseinwirkung primär auf die Nervenfasern (Axon) und sekundär auf die Vasa vasorum, also die den Nerv versorgenden Gefäße, zurück.

Ausser über periphere Nervenschädigungen berichtet KLIMAKOVA-DEUTSCHOVA (1966) über Störungen des Zentralnervensystems in Form von Schlaflosigkeit, Müdigkeit, Schwindel und Erregbarkeit, wobei auch objektive Symptome wie Extrapyrämidenzeichen, Hirnnervenstörungen, Pyramiden- und Labyrinthstörungen und auffällige EEG-Bilder nachzuweisen waren.

ANDREEVA-GALANINA (1967) spricht von vegetativ-asthenischen und vegetativ-neuroasthenischen Störungen als Störungen der Funktion des zentralen Nervensystems. Darüberhinaus sollen Schmerzempfindlichkeitsstörungen nicht nur peripher bedingt sein, sondern durch den Zustand einer Parabiose in den Rückenmarksganglien und im Spinalzentrum zu erklären sein.

Weiterhin konnten Störungen des zentralen Nervensystems durch vibrierende Werkzeuge anhand von Veränderungen des EEG, der Reaktionszeit und im Flicker-Test nachgewiesen werden (URSONIU et al., 1967).

LAARMANN (1977) vertritt die Meinung, dass es unmittelbare Nervenschäden peripherer und zentraler Art als Folge von Erschütterungskrankheiten nicht gibt.

3.2.3 Veränderungen der Muskulatur des Armes

Eine Erkrankung der Muskulatur infolge von Pressluftarbeit tritt nur sehr vereinzelt auf. Nach HAGEN (1947) fanden

sich unter 400 als entschädigungspflichtige Berufskrankheiten anerkannte Pressluftschädigungen nur 3 Fälle (= 0,75%) von Muskelerkrankungen. Als Ursache der Schädigung der Muskulatur, die sich vorwiegend in Form einer Atrophie äussert, wird einerseits die Druckeinwirkung durch Rückstosserschütterungen der Pressluftwerkzeuge angesehen, andererseits soll die Atrophie als Folge einer Schädigung der versorgenden peripheren Nerven auftreten.

SEYRING (1930) beobachtete bei 3 Gussputzern eine Atrophie der Daumenballenmuskulatur und seiner Umgebung. Hierbei zieht sie zwei ätiologische Momente in Betracht: 1. durch direkte Druckeinwirkung auf die Daumenballenmuskulatur und 2. durch Druck auf den den grössten Teil der Daumenballenmuskeln versorgenden n. medianus, der unmittelbar unter der Aponeurosis palmaris gelegen ist und an ihrem radialen Rand in die Muskeln des Daumenballens eintritt.

BEINTKER (1930) beschreibt 3 Fälle von Muskelatrophien bei Kohlebergleuten, wobei ebenfalls in erster Linie die Muskulatur des Daumenballens betroffen ist, daneben aber auch der m. biceps und m. triceps brachii. In klinischer Hinsicht ähneln die Krankheitsbilder der progressiven spinalen Muskelatrophie, der eine angeborene Schwäche des Vorderhornsystems zugrunde liegt, zeigen aber eine für diese Krankheit atypische Lokalisation. BEINTKER erklärt dies dadurch, dass die durch das Auffangen der rhythmischen Stösse des Pressluftwerkzeuges funktionell besonders beanspruchten Muskeln in erster Linie betroffen werden.

Eine einfache Methode, eine Muskelatrophie nachzuweisen, stellt die Umfangsmessung des betreffenden Muskels dar. Ausserdem kann mit Hilfe des Elektromyogrammes (EMG) die Muskelveränderung objektiv nachgewiesen werden (KATSUNUMA

et al., 1961; ASGIAN et al., 1976).

HETTINGER (1953) konnte nachweisen, dass die Eigenreflexe bei Drucklufthammerarbeit nicht, wie bisher vertreten, unermüdbar sind, sondern dass im Verlaufe der Arbeit nicht mehr alle Reize des Hammers mit einem Reflex beantwortet wurden. Dieser Tatsache kommt deshalb besondere Bedeutung zu, da der Eigenreflex einen Schutzmechanismus des Organismus insofern darstellt, als durch eine verstärkte Muskelkontraktion der Gelenkknorpel eines durch Erschütterungen belasteten Gelenkes vor zu starkem Aufeinanderprallen mehr oder minder geschützt ist. Von Bergleuten ist bekannt, dass, wenn sie gegen Ende der Schicht den Drucklufthammer "ungeschickt" anfassen, einen stark schmerzenden Schlag im Ellenbogengelenk verspüren.

3.2.4. Veränderungen an Gliedmassen und Gelenken des Hand-Arm-Systems

Durch vibrierende Arbeitsgeräte hervorgerufene Erkrankungen an Knochen und Gelenken des Hand-Arms-Systems stellen die ältesten der chirurgischen Berufskrankheiten dar und sind bereits seit dem 11.12.1929 anerkannt. Der damalige Text lautete:

"Erkrankungen der Muskeln, Knochen und Gelenke durch Arbeiten mit Pressluftwerkzeugen."

Da zu dieser Zeit handgeführte vibrierende Geräte üblicherweise mit Pressluft betrieben wurden, wurde diese Formulierung den damaligen technischen Gegebenheiten vollends gerecht. Erst mit der fortschreitenden Technisierung und den damit weiterentwickelten Antriebsarten für vibrierende Geräte war eine mehrmalige Änderung der Fassung dieser Be-

rufskrankheit notwendig. In der jetzt vorliegenden Fassung (siehe 1. Einleitung und Problemstellung) werden ausser durch "Druckluft" (hier gleichbedeutend mit "Pressluft") betriebene Werkzeuge auch "gleichartig wirkende Werkzeuge oder Maschinen", z. B. elektrisch oder durch Benzinmotor angetriebene Geräte, miterfasst.

Die entstehenden Krankheitsbilder wurden von IWATA et al. (1973) in drei Klassen eingeteilt:

1. Intra- und periartikuläre Exostose
2. Formänderungen an Epiphysen und Gelenkoberflächen
3. Dekalzifikation der Knochen im Hand-Arm-Bereich

LAARMANN (1977) unterscheidet zwei Formen:

- a. die Abnutzungsform
- b. die Sonderformen

Zu a.: Nach LAARMANN (1977) ist die Abnutzungsform der Schaden, den man ursprünglich unter Pressluftkrankheit verstand und der auch heute noch als der Pressluftschaden schlechthin gilt. Das Zusammenwirken von Pressluftwerkzeug und Arbeiter hat man sich folgendermassen vorzustellen: Vom Arbeitsgerät treffen ständig periodische Erschütterungen bzw. Stösse in schnellem Rhythmus auf den Körper und das Hand-Arm-System. Dabei ist das Ausmass der auf den Körper auftretenden Erschütterungen abhängig von dem Eigengewicht des Arbeitsgerätes, der Heftigkeit des Rückstosses, der Schlagzahl, der Hubhöhe und der persönlich angewandten Andruckskraft (HAGEN, 1947). Die Stärke des Rückschlages wiederum ist abhängig vom bearbeiteten

Material und der Beschaffenheit des Pressluftgerätes sowie von der Art der individuellen Handhabung des Werkzeuges während des Arbeitsvorganges. Nach LAARMANN (1977) kommt es jedoch nur durch "aktive" Erschütterung zu Erkrankungen der Armgelenke, d. h. Voraussetzung für eine Schädigung ist ein durch die Muskulatur des Armes aufgebrachter Gegen-
druck, der das Werkzeug ständig an das zu bearbeitende Material anpresst. Ausserdem versucht der Arbeiter selbst, durch muskuläre Fixierung des Armskelettes, die rhythmischen Rückstosserschütterungen, die auf ihn einwirken, abzufangen. Durch die Synovialflüssigkeit einerseits sowie durch die angespannte, die Gelenke fixierende Muskulatur andererseits sollen die knorpelüberzogenen Gelenkinnenflächen vor Druckschäden bewahrt bleiben. Diese erhöhte Muskelkontraktion im Bereich der Armgelenke stellt zwar für den Gelenkknorpel eine gewisse Schutzfunktion gegen Drucknekrosen dar, bedeutet aber eine unphysiologisch hohe Belastung der Muskulatur, der Sehnen und besonders ihrer Ansatzstellen sowie der Gelenkkapsel (HAGEN, 1947). Als Folge dieser mechanischen Überbeanspruchung kann es zu vorzeitigen degenerativen Veränderungen in ihren bindegewebigen Anteilen kommen, die sich in der Ausbildung periartikulärer Knochenwucherungen zeigen und dem klinischen Bild einer Arthrosis deformans entsprechen.

Kommt es nach längerer Arbeitszeit mit dem Pressluftwerkzeug zu Ermüdungserscheinungen der Muskulatur des Arbeitsarmes, so sind die Gelenkinnenflächen in immer stärkerem Masse den Rückstosserschütterungen ausgesetzt. Durch das fortgesetzte Gegeneinanderschlagen der Gelenkflächen im Rhythmus des arbeitenden Werkzeuges kann es zu einer Abschleifung der Gelenkflächen, zur Ausbildung örtlicher Drucknekrosen des Gelenkknorpels und des darunterliegenden knöchernen Gelenkteiles und zur Entstehung der partiellen aseptischen Nekrose mit Bildung freier Gelenkkörper, ähn-

lich dem Bilde der Osteochondrosis dissecans (wird nach LAARMANN, 1977, zu den "Sonderformen" gerechnet), kommen (HAGEN, 1947).

Nach LAARMANN (1977) ist die Pressluftarbeit nicht die Ursache für die beiden Krankheitsbilder Arthrosis deformans und Osteochondrosis dissecans, da beide Krankheitserscheinungen auch ohne Vibrationbelastung auftreten. Es handelt sich hierbei vielmehr um Abnutzungsreaktionen der Gelenkgewebe, die, treten sie vorzeitig, d. h. schon im jüngeren Lebensalter auf, eine Fehlanlage des entsprechenden Gewebes darstellen. Durch Umgang mit Pressluftwerkzeugen wird diese minderwertige Gelenkbeschaffenheit erst manifest, so dass Pressluftarbeit die Ausbildung des Schadens nur beschleunigt, nicht aber verursacht. Aus diesem Grunde ist Voraussetzung für die Anerkennung eines Pressluftschadens im Sinne einer Berufserkrankung eine mindestens 2-jährige Arbeitszeit mit Druckluftwerkzeugen. Auch röntgenologisch lässt sich kein typischer Befund bei Schädigungen durch Pressluftarbeit nachweisen. Lediglich die Erscheinungsform der Arthrosis deformans zeigt, wenn sie in jungen Jahren auftritt, ein anderes Bild als im Alter. Die Antwort des Körpers auf den Zustand der Gelenk-abnutzung - des Aufbrauchs der Gelenkreserven - ist bei jungen Menschen deutlicher, stürmischer als im Alter. Man muss sich das wohl so vorstellen, dass nach Aufbrauch der Erneuerungsfähigkeit solche Gelenkgewebe der Körper auf Ersatzgewebe zurückgreifen muss, die aber der Gelenkbeanspruchung nicht in der gleichen Masse gewachsen sein können wie die eigentlichen hochdifferenzierten Gelenk-gewebe: der elastische Gelenkknorpel, die Synovia, die Gelenkbänder. Nach LAARMANN (1977) lässt sich eine Erkrankung der Gelenke durch Pressluftarbeit nur bei 0,2% der Gesamtzahl aller Pressluftarbeiter feststellen. HAGEN (1961) ermittelte einen Wert von unter 0,2%.

Am häufigsten von allen Gelenken ist das Ellenbogengelenk betroffen. HAGEN (1947) beobachtete unter 400 anerkannten Pressluftwerkzeuggerkrankungen 279 Ellenbogengelenkveränderungen, 16 Veränderungen des Schulter- und Schlüsselbein-Schulterblattgelenkes, 98 Schädigungen der Hand, 3 Muskelerkrankungen und 4 Nervenschädigungen. Er erklärt dies dadurch, dass das Hand- und Schultergelenk durch Muskelzug relativ fixiert ist und demnach eine Bewegung der Knochen-
teile gegeneinander kaum möglich ist. Das Ellenbogengelenk dagegen muss vielfach die Erschütterungen in gelockertem Gelenkzustand und in Bewegung auffangen und erleidet so die stärkste und vielfältigste Beanspruchung.

Dem klinischen Erscheinungsbild nach sind die Beschwerden am Ellenbogengelenk sehr unterschiedlich und zeigen häufig keine Übereinstimmung mit dem röntgenologischen Befund (HAGEN, 1947). Es können starke Schmerzen bei noch unbedeutenden Gelenkveränderungen auftreten sowie geringe klinische Erscheinungen bei schweren Gelenkveränderungen bemerkbar sein. Nicht selten wird die Arbeit noch in bereits sehr fortgeschrittenem Stadium der Ellenbogengelenksveränderungen fortgeführt. Charakteristisch ist der sogenannte "Anfangsschmerz" nach Arbeitsaufnahme, der häufig nach anfänglicher Steigerung wieder nachlässt. Der "Ruheschmerz" beginnt gewöhnlich erst nach Beendigung der Arbeit und tritt auch an arbeitsfreien Tagen sowie nachts auf. Er ist stärker als der eigentliche Arbeitsschmerz.

Klinisch imponiert oftmals eine Behinderung der Beugung und Streckung, während die Pro- und Supinationsbewegung in der Regel nicht beeinträchtigt sind. Zur Beuge- und Streckbehinderung kommt es in erster Linie durch Ausziehungen und Verdichtungen des Kronen- und Hakenfortsatzes der Elle. Röntgenologisch sieht man eine Vergrößerung und Verbreiterung des Kronenfortsatzes der Elle, ein überhängendes

Speichenköpfchen mit Verbreiterung seiner Gelenkflächen, Ausfüllung der Fossa coronoidea und radialis an der Beuge-
seite und der Fossa olecrani an der Streckseite des Ober-
armes sowie Randwülste an allen Gleitflächen des Gelenkes.
Vier Hauptlokalisationsstellen dominieren im Röntgenbild
pressluftgeschädigter Ellenbogengelenke: 1. der Kronenfort-
satz der Elle, 2. das Speichenköpfchen, 3. die Vorder- und
Rückseite des Oberarmschaftes dicht oberhalb der Trochlea
und 4. der mediale Gelenkrand.

Obwohl das Handgelenk den mechanischen Erschütterungen am
stärksten ausgesetzt ist, beobachtet man hier jedoch we-
niger Schädigungen als am Ellenbogengelenk. Dies liegt
einerseits daran, dass es in muskulär fixiertem Zustand
die Erschütterungen bzw. Stösse nur "passiv" weiterleitet
und nicht "aktiv" mit dem Abfangen der Gerätewirkung be-
schäftigt ist (LAARMANN, 1977), andererseits als Kugel-
gelenk mit allseitiger Ausweichmöglichkeit gegenüber
Stoss- und Druckeinwirkung eventuell weniger empfindlich
ist als das nur nach einer Seite hin bewegliche Ellenbogen-
gelenk, das ein Scharniergelenk darstellt (HAGEN, 1961).

Röntgenologisch treten die arthrotischen Veränderungen am
deutlichsten am Processus styloideus radii in Erscheinung.
Hier findet man häufig eine kolbige Verdickung und Auf-
treibung, die man als Versuch der Umfassung des gefähr-
deten Kahnbeines auffassen kann. Am distalen Ellenspeichen-
gelenk kann man Ausziehungen und Randwulstbildungen beob-
achten.

Am seltensten von allen Armgelenken wird das Schulterge-
lenk gefährdet. Dabei ist zu berücksichtigen, dass aus-
schliesslich das Acromioklavikulargelenk, nicht aber das
eigentliche Schultergelenk, betroffen ist (HAGEN, 1961).

Die klinischen Beschwerden äussern sich in einer mehr oder weniger starken Beschränkung der Abduktion und Rotation des Oberarmes. Im Bereich des Gelenkes besteht gelegentlich ein umschriebener Druckschmerz. Röntgenologisch sieht man am Schlüsselbein ein konkaves Lager, in das der akromiale Gelenkanteil sattelförmig hineinpasst. Sporn- und zackenartige Bildungen an den Enden der Gelenkflächen verschmälern den Gelenkspalt.

Eine kausale Therapie des Abnutzungsschadens ist nach LAARMANN (1977) nicht möglich, da zum Zeitpunkt der Diagnosestellung der Schaden zumeist schon zu weit fortgeschritten ist. Lediglich symptomatisch können die mitunter sehr störenden Ruheschmerzen durch Sympathicusbehandlung, mit ganglienblockierenden Mitteln sowie zusätzlich durch Sedativa behandelt werden. Eine chirurgische Intervention an verbrauchten Gelenken ist im allgemeinen kontraindiziert, da es danach zu einem recht drastischen Funktionsverfall kommt.

Zu b: Im Gegensatz zur "Abnutzungsform" des pressluftbedingten Gelenkschadens stehen die "Sonderformen", die als unmittelbare Folge der Pressluftarbeit aufzufassen sind und durch Ermüdungsbruch, Gefässabdrösselung, Stosswirkung und Nervenversorgungsstörungen zustande kommen können. LAARMANN (1977) teilt die Sonderformen in

1. Mondbeintod
2. Kahnbeinpseudoarthrose der Hand
3. Osteochondrosis dissecans

ein.

Der Mondbeintod entsteht durch bei Pressluftarbeit fortgesetzte, sich wiederholende Drosselung der Blutdurchströmung, die zur Ernährungsstörung und Gewebstod führt. Der klinischen Erscheinungsform nach resultiert daraus eine aseptische Knochennekrose. Nach erfolgter Mondbeinnekrose beobachtet man eine Einschränkung der aktiven Beugung und Dorsalflexion sowie eine Beinträchtigkeit der radialen und ulnaren Abduktion (HAGEN, 1961). Eine umschriebene Druckschmerzhaftigkeit im Bereich des Mondbeines sowie eine Verdichtung auf der Streckseite des Handgelenkes können ebenfalls nachweisbar sein. Der aktive Faustschluss und das Strecken und Spreizen der Finger können gestört sein.

Im Röntgenbild findet man je nach Ausbildungsgrad unregelmässige und fleckige Zeichnung, Verwaschenheit und Verdichtung der Innenstruktur, umschriebene kleincystische Aufhellungen oder vollkommen cystische Erweichung sowie teilweise oder völlige Zusammensinterung und Sklerosierung.

Die Pseudoarthrose des Kahnbeines entsteht als Folge einer sogenannten Ermüdungssfraktur (LAARMANN, 1977). Durch eine seitliche Verkantung im Handgelenk während der Pressluftarbeit kommt es immer wieder zu einer rhythmischen Be- und Entlastung des Kahnbeines durch den Speichengriffel, was schliesslich zu einer Materialermüdung des Knochengewebes führt. Da der Bruch im Abschnitt des periostlosen und dadurch empfindungsnervenfreien Hals- teil des Kahnbeines liegt, treten häufig erst nach einem Verschieben der Bruchstücke oder nach einem Reizerguss Beschwerden auf (HAGEN, 1961). Diese äussern sich in Gelenkschwellungen und Druckschmerzhaftigkeit im Kahnbeinbereich und durch Bewegungseinschränkungen im Handgelenk. Ferner wird eine extreme Streckung im Handgelenk schmerzhaft empfunden.

Röntgenologisch ist eine cystische Aufhellung - die sogenannte Ermüdungscyste - zu erkennen, die den Bruchverlauf nach weiterer chronischer Traumatisierung bestimmt. Da die Ermüdungsfraktur im Zuge chronischer Vorgänge und daher schleichend entsteht, wird sie vom Kranken selbst nicht wahrgenommen und führt zu einer Ermüdungsspseudoarthrose (LAARMANN, 1977). Differentialdiagnostisch muss eine Kahnbeinfraktur durch ein einmaliges Trauma und eine anlagebedingte Zweiteilung des Kahnbeines in Betracht gezogen werden.

Mondbeinnekrose und Kahnbeinpseudoarthrose sollten nicht chirurgisch angegangen werden. Bewährt hat sich dagegen eine anfängliche Ruhigstellung im Gipsschienenverband und danach das Tragen einer Ledermanschette nach Wiederaufnahme der Arbeit, wodurch resorptive Umbauvorgänge am Knochen gefördert werden.

Zum Erscheinungsbild der Osteochondrosis dissecans kommt es wahrscheinlich - wie oben beschrieben - durch das Aufeinanderprallen der gegenüberliegenden inneren Gelenkflächen. Nach LAARMANN (1977) muss man das Zusammenwirken vieler kleiner einzelner Stöße annehmen, die zwar für sich allein nicht schädigend wirken, in Folge des in rhythmischer Weise wiederholten Auftretens aber zur Ausbildung von subchondralen Nekrosen führen. Diese nekrotischen Knorpel-Knochenteile können sich unter Zurücklassung des "Mausbettes" aus der inneren Gelenkknorpelschicht loslösen und so als freie Gelenkkörper zu erheblichen Störungen der Gelenkfunktion führen.

Die Osteochondrosis dissecans sollte durch eine Frühoperation behandelt werden, da die Operation weniger gelenkabnutzend ist als ein vorhandener, immer wieder zu Einklem-

mungen führender freier Gelenkkörper.

3.2.5. Sonstige stressartige physiologische Veränderungen

Hand-Arm-Schwingungen können auch Veränderungen im Gesamtorganismus bewirken. Es konnte ein Absinken des 17-Oxykortikoidgehaltes in Blut und Harn festgestellt werden. Dagegen ergab eine Untersuchung der Blutkomponenten eine Erhöhung von Globulin und Glukose sowie eine Herabsetzung des Ascorbinsäurespiegels (PUSHKINA, 1961).

3.3. Bisherige Untersuchungen zur Wirkung stosshaltiger Schwingungsvorgänge

Während es zahlreiche Untersuchungen über chronische Wirkungen stosshaltiger mechanischer Schwingungsvorgänge auf den Menschen gibt, findet man nur sehr wenig Arbeiten zur akuten Wirkung stosshaltiger Schwingungen, insbesondere im Hinblick auf das Hand-Arm-System.

Die akute Wirkung stossförmiger Ganzkörpervibrationen auf den Menschen ist nicht nur Forschungsgegenstand der Luft- und Raumfahrt (v. GIERKE, BRINKLEY, 1975), sondern interessiert auch im Bereich der Kraftfahrzeugtechnik. Einerseits führen stossförmige Horizontalbeschleunigungen, wie sie üblicherweise bei Kfz-Auffahrunfällen vorkommen, häufig zu Traumen im Bereich der Halswirbelsäule, andererseits treten vertikal gerichtete impulsförmige Beschleunigungen hauptsächlich bei landwirtschaftlichen Fahrzeugen und Fahrzeugen im Baugewerbe auf, wobei es zu Schäden im Bereich der gesamten Wirbelsäule, vorwiegend jedoch im Lendenbereich, kommen kann (JUNGHANNS, 1979).

Nach COERMANN (1969) und v. GIERKE, BRINKLEY (1975) ist zur Bestimmung der Erträglichkeit von Stößen nicht nur der Maximalwert der Verzögerung bzw. Beschleunigung massgebend, sondern auch die Stossdauer und die Stossform.

Erste Arbeiten über das subjektive Empfinden des Menschen auf stossförmige Beschleunigungen wurden von REIHER und MEISTER (1932) veröffentlicht. Die Autoren konnten nachweisen, dass bei gleicher Impuls-Anstiegszeit aber steigender Impuls-Folgefrequenz (1 - 6 Hz) die subjektive Empfindung ebenfalls zunahm. Mit zunehmender Impuls-Anstiegszeit bei konstanter Amplitude zeigte sich eine geringere subjektive Empfindung.

Einer Untersuchung von GRIFFIN und WHITHAM (1980) zufolge erzeugen Vibrationen mit grösseren Stössen ein höheres Unbehagen als Vibrationen mit geringeren Stössen bei gleichem Effektivwert der Beschleunigung. Ähnliche Untersuchungsergebnisse liegen auch aus Experimenten durch Befragen des subjektiven Eindrucks von impulsartigen Vibrationseinwirkungen in Personenkraftwagen vor (MITSCHKE und KIRSCHKE, 1970), sodass man davon ausgehen kann, dass die Beurteilung stosshaltiger Schwingungen mit Hilfe des Effektivwertes nicht ausreichend zu sein scheint. Auf die Schwierigkeit zur Beurteilung von Stosseinwirkungen auf den Menschen in der Normung weist BOBBERT (1973) hin.

PETROV und VJAZICKIJ (1977) führten Untersuchungen über den Funktionszustand des Organismus bei Einwirkung stossförmiger Beschleunigungen durch und kamen zu folgenden Ergebnissen:

Im Herz-Kreislauf-Bereich zeigte sich ein Anstieg des mittleren Blutdruckes sowie eine Reduktion des Schlagvolumens um 20%.

Im endokrinologischen Bereich wurde eine Veränderung des Verhältnisses Noradrenalin zu Adrenalin festgestellt, ausserdem stieg die Ausscheidung von Dopa und Dopamin im Urin an. Daraus schliessen die Autoren auf eine Aktivierung des sympathiko-adrenalen Systems. Auf eine verstärkte Funktion der Nebennieren deuten die Veränderungen im Bereich der Gluko- und Mineralokortikoide hin. Ausserdem waren eine vermehrte Aktivität der Schilddrüse, Veränderungen im Kohlehydrat- und Einweissstoffwechsel, ein Abfall der Albumine und eine Zunahme der Globulinfraktion zu beobachten.

Bezüglich der akuten Wirkungen stosshaltiger Schwingungen

auf das Hand-Arm-System führten HETTINGER und SCHEFFLER (1958) eine röntgenkymographische Studie über die Gelenkspaltveränderungen im Bereich des humero-radial Gelenkes bei der Arbeit mit Drucklufthämmern durch. Dabei zeigte sich ein übereinstimmendes Verhalten von Kraftverlauf und Gelenkspaltveränderung. Ausserdem fand sich eine Abhängigkeit der mittleren Gelenkspaltamplitude von der mittleren Andruckkraft. Bei statischem Andruck bis zu 30 kp komprimierte sich der Gelenkspalt um rund 15% seiner Normalbreite, während die Kompression bei Hammerarbeit und gleicher mittlerer Andruckkraft rund 30% betrug. Eine hohe Andruckkraft sowie eine überbeugte oder überstreckte Handhaltung stellten sich als ungünstig heraus, da es hierbei zu einer grösseren physiologischen Beanspruchung des Gelenkes kommt als bei mittlerer Andruckkraft und waagerechter Handhaltung gegenüber dem Unterarm.

MIWA (1968) führte eine Untersuchung zum subjektiven Empfinden zwischen "pulsierenden" Sinusschwingungen (durch Pausen unterbrochene Schwingungen) und kontinuierlich auf das Hand-Arm-System einwirkende Schwingungen durch, wobei sich zeigte, dass die "pulsierenden" Sinusschwingungen bei gleicher Amplitudenhöhe eine geringere Empfindung hervorriefen als die kontinuierlichen Sinusschwingungen.

KRAMER, MUCKE und KRAUSE (1976) untersuchten die mittlere bioelektrische Aktivität von statisch beanspruchten Armmuskeln bei Einwirkung von sinus- und impulsförmiger Vibration gleichbewerteten Effektivwertes. Obgleich durch Vorversuche angedeutet wurde, dass stosshaltige Schwingungen eine grössere Reizwirksamkeit als sinusförmige Schwingungen zu besitzen schienen, konnte in der ersten Versuchsserie mit einer Andruckkraft von 10 kp kein signifikanter Unterschied zwischen beiden Schwingungen ermittelt werden. Bei der zweiten Versuchsserie mit einer Andruckkraft von

5 kp übte dagegen die impulsförmige Vibration einen sogar signifikant geringeren Einfluss auf die mittlere bioelektrische Muskelaktivität des m. triceps brachii aus.

zu einem ähnlichen Ergebnis kam KRAUSE (1977), wobei allerdings kein fester Kraftschluss zwischen Versuchsperson und Handgriff des Schwingtisches erfolgte, was jedoch in der Praxis bei der Handhabung vibrierender Geräte üblicherweise vorhanden ist. In der gleichen Arbeit wurden Untersuchungen zur Fühlschwelle für Vibrationen durchgeführt und es zeigte sich, dass die zur Auslösung der Vibrationsempfindung am Finger notwendige Reizstärke von der Zeitfunktion der angebotenen mechanischen Schwingung abhängt. Je kleiner die Impulsdauer und je länger die Anstiegszeit der Impulse ist, desto grösser muss die Reizstärke sein. Die Reizstärke sollte besser durch den Spitzenwert als durch den Effektivwert der Schwingbeschleunigung charakterisiert sein. Ausserdem wurde festgestellt, dass nach Exposition mit arbeitshygienisch gleich bewerteter impulsartiger Teilkörpervibration eine im Vergleich zur sinusförmigen Vibration höhere zeitweilige Fühlschwellenverschiebung auftritt. Es wurde weiterhin vorgeschlagen, von impulsartiger Teilkörpervibration dann zu sprechen, wenn Schwingbeschleunigungen mit einem Scheitelfaktor von über 5 auftreten.

3.4. Analogiebetrachtung: Wirkungen von Impulslärm

Nicht nur im Bereich mechanischer Schwingungen stellt sich das Problem der Bewertung von impulshaltigen Energieformen hinsichtlich der Beanspruchung des menschlichen Organismus, sondern auch auf dem Gebiet der Belastung durch Lärm ist dieses Problem nicht ohne Bedeutung.

Während für die Belastung durch Dauerlärm ein Grenzwert von 90 dB(A) besteht (d. h. bei höherer Lärmbelastung müssen Beschäftigte in der Industrie Gehörschutzmittel benutzen), besteht keine einheitliche Meinung über die messtechnische Erfassung und die Gehörschädlichkeit von Impulslärm (HOHMANN, 1981).

Impulshaltige Lärmbelastungen treten sowohl im militärischen (Knall von Feuerwaffen) als auch im zivilen Bereich (Bolzenschiessen, metallverarbeitende Industrie, Hochspannungsschaltungen) auf. Die Vermutung, dass durch Impulslärm eine stärkere Schädigung als durch Dauergerausche hervorgerufen wird, wurde durch eine Untersuchung von DIEROFF (zitiert nach PETERS et al., 1980) aufgestellt. Er diagnostizierte bei Arbeitern einer Stahlrahmenrichtabteilung (Dauerschallpegel 80 - 90 dB(A), impulshaltig) eine stärkere Hörschwellenverschiebung als bei Arbeitern einer Bohrschleifabteilung (Dauerschallpegel 105 dB(A), nicht impulshaltig).

Die Schädlichkeit impulsförmiger Geräusche ist sowohl von der Impulszeit als auch vom zeitlichen Abstand aufeinanderfolgender Impulse abhängig. Beträgt die Impulszeit weniger als 35 ms, so kann der im Mittelohr wirksame Stapediusreflex, der mit einer Latenzzeit von 35 bis 150 ms als physiologischer Schutzreflex das Innenohr vor zu grossen Schallstärken schützt, nicht mehr voll wirksam werden

(KLOSTERKÜTTER, 1974). Dieser Reflex klingt nach 2 - 3 s wieder ab, so dass bei einer Intervalllänge von über 2,5 s zwischen den einzelnen Impulsen jeder Impuls wieder auf das ungeschützte Innenohr trifft. Bei kürzeren Intervallen ist das Innenohr noch durch eine zumindest teilweise Reflexkontraktion des m. stapedius geschützt. Darüberhinaus kommt es bei einer Impulszeit von weniger als 25 ms nicht mehr zu einem Lautstärkeindruck, da die Zeitkonstanten für die Bildung des Lautstärkeindrucks beim Menschen zwischen 25 und 75 ms liegen (PETERS et al., 1980), so dass die Schädlichkeit sehr kurzer Impulse subjektiv unterschätzt wird.

Um einer möglicherweise höheren Schädlichkeit impuls-haltiger Lärmbelastung Rechnung zu tragen, wurden verschiedene Messverfahren entwickelt, die eine gesonderte Impulsbewertung vornehmen.

Als Mass einer Geräuschbelastung errechnet man den Beurteilungspegel für einen Arbeitsplatz oder für eine Person, d. h. die durchschnittliche Geräuschbelastung (= zeitliche Mittelung der erfassten Schalldruckpegel während eines bestimmten Zeitabschnittes). Grundsätzlich kann man drei verschiedene Mittelungspegel und drei entsprechende Messverfahren unterscheiden (BROKMANN et al., 1981):

L_{eq} = der energieäquivalente Dauerschallpegel.
Er stellt die unter einem bestimmten Graphen
(= angezeigter Schalldruckpegelverlauf in
dB(A)) liegende Fläche dar.

L_{AIm} = der mittlere "Impuls"-bewertete Schalldruck-
pegel entsprechend dem Impulsverfahren.
Hierbei ergibt sich für impulshaltige Ge-
räusche ein höherer Mittelungspegel als im
vorherigen Messverfahren, da durch einen ver-

langsamen Rücklauf der Anzeige des Messgerätes (Rücklaufzeitkonstante muss $3 \text{ s} \pm 0,5$ betragen) jeder Impuls eine Art Schleppe hinter sich herzieht, so dass dadurch die Fläche unter dem Graphen grösser wird.

L_{AFM} = der mittlere Takt-Maximalpegel in Zeittakten von 3 - 5 s entsprechend dem Takt-Maximalpegelverfahren.

Die gesamte Messzeit wird in Takte von entweder 3 oder 5 s unterteilt, wobei jeweils der maximale Schalldruckpegel in jedem Takt erfasst und gemittelt wird. Auch nach diesem Verfahren erhält man höhere Messergebnisse für Impuslärme als nach dem energieäquivalenten Messverfahren (L_{eq}).

Während also die beiden letztgenannten Verfahren höhere Messergebnisse für Impuslärme als das energieäquivalente Messverfahren liefern und somit eine möglicherweise grössere Beanspruchung impulshaltigen Lärmes berücksichtigen, ergeben sich für nicht-impulshaltige Geräusche nahezu gleiche Messergebnisse.

4. Experimenteller Teil

4.1. Allgemeine Methodik für die Versuchsreihen A, B und C

4.1.1. Auswahl von typischen stosshaltigen Schwingungs- verläufen zur Erstellung von Simulationsprogrammen

Entsprechend der Aufgabenstellung wurden folgende Geräte für die Untersuchung ausgewählt:

1. Elektro-Rundschleifmaschine
2. Motorkettensäge mit Verbrennungskraftmotor
3. Elektro-Bohrhammer
4. Druckluft-Aufbruchhammer
5. Druckluft-Niethammer
6. Druckluft-Nagler

Während die ersten beiden Gerätearten nur sehr geringe Stossanteile in ihrem Schwingungsverlauf aufweisen, führen die übrigen Geräte zu einer zum Teil erheblichen Stossbelastung des Hand-Arm-Systems.

Im einzelnen handelt es sich um folgende Geräte:

Elektrische Rundschleifmaschine (SFM)

Gewicht:	6,7 kg
Drehzahl:	6.800 U/min
Leistung:	1.950 W
Messstelle:	Handgriff (direkt hinter der Schleifscheibe)
Betriebszustand:	Ausschleifen von Oberflächen- fehlern an Knüppeln Schleifscheibe war bis auf 1/4 des Durchmessers abgenutzt.

Elektrischer Bohrhammer (BOH)

Gewicht:	3,2 kg
Vollastdrehzahl:	620 U/min
Leistung:	450 W
Schlagzahl:	3.400 1/min
Messstelle:	Hinterer Handgriff
Betriebszustand:	Bohren von 16 mm Löchern in Beton

Druckluft-Aufbruchhammer (ABH)

Gewicht:	38,5 kg
Schlagenergie:	38 kp
Schlagzahl:	1.170 1/min
Betriebsdruck:	6 - 8 bar
Messstelle:	Handgriff (kunststoffüberzogenes Stahlrohr)
Betriebszustand:	Aufbrechen von Schotterboden Einsatzwerkzeug - Spaten

Druckluft-Niethammer (NIH)

Gewicht:	1,6 kg
Schlagzahl:	1.700 1/min
Betriebsdruck:	4 - 5 bar
Messstelle:	Handgriff (ovaler Aluminiumgriff)
Betriebszustand:	Herstellung einer einreihigen Nietverbindung mit 5 mm dicken Aluminiumnieten (Halbrundschliesskopf). Zu verbindende Teile: Aluminiumblock 1 mm und Aluminiumprofil 3 mm

Druckluft-Nagler (NAG)

Gewicht:	5,8 kg
Betriebsdruck:	6,5 bar
Messstelle:	Handgriff (ovaler Griffquerschnitt)
Betriebszustand:	Eintreiben von Nägeln (100 x 3,4 mm) in einen Kiefernbalcken (Holzfeuchtigkeit 16%)

Motorkettensäge mit Verbrennungskraftmotor (MOS)

Das Anregungsspektrum der Motorsäge basiert auf Schwingungsmessungen von WEICHENRIEDER (1977), wobei die Messungen in Feldversuchen mit mehreren Motorsägen während des Sägevorganges bei Vollast durchgeführt wurden. Das hier dargestellte Frequenzspektrum ergab sich aus der Mittelung aller Messergebnisse.

4.1.2. Schwingungssimulation mit Hilfe eines elektromagnetischen Simulators

Zur Simulation der stosshaltigen Schwingungsvorgänge wurde ein elektromagnetischer Schwingungssimulator (LING Dynamic System) verwendet, dessen Arbeitsbereich sich von 1,5 bis 3.000 Hz bei einer Schwingkraft von 6.000 N erstreckt. Im Gegensatz zu einem elektrohydraulischen Simulator weist dieses Gerät den Vorteil auf, dass es auch im höherfrequenten Bereich noch schnell genug ist, die erforderlichen mechanischen Schwingungen zu simulieren.

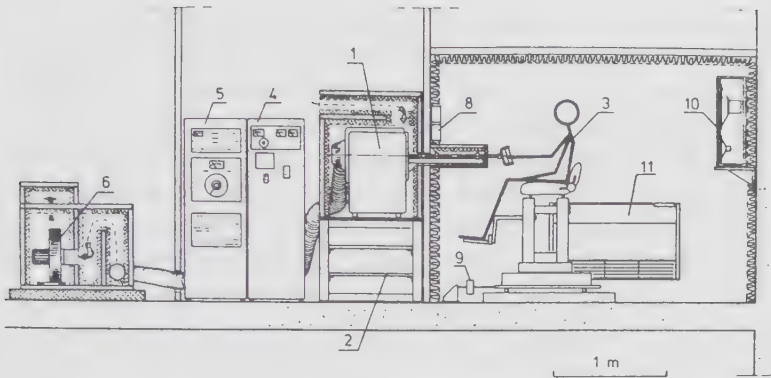


Abbildung 3: Querschnittsskizze des Versuchsaufbaues.

1 = Schwingungserreger, 2 = Stahlrahmenpodest,
3 = Versuchsperson, 4 = Steuergerät, 5 = Si-
gnal, Regel- und Messgeräte, 6 = Kühlluftge-
bläse, 7 = vibrierender Handgriff, 8 = Kraft-
Anzeigeeinstrumente, 9 = Kraftmessdose

Abbildung 3 zeigt eine Querschnittsskizze des Versuchs-
standes. Der eigentliche Schwingungserreger (1) ist mit
der horizontal ausgerichteten Schwingachse auf einem Stahl-
rahmenpodest (2) fixiert, um dadurch eine für sitzende
Körperhaltung der Versuchsperson (3) geeignete Griffhöhe
zu erreichen. Durch die sitzende Haltung sollte während
der Versuche eine weitgehend konstante Oberkörper- und Arm-
haltung erreicht werden. Ausserdem ist eine Untersuchung
im Stehen nicht zweckmässig, da hierbei durch Ermüdungs-
reaktionen der Versuchsperson eine Verfälschung der Mess-
ergebnisse auftreten kann. Die zum Betrieb des Schwinger-
regers erforderliche Leistung wird in einem wassergekühl-
ten Steuergerät (Ling DS TPO 3K) erzeugt (4). Die Verbind-
ung zwischen dem horizontal schwingenden Simulator und
dem Handgriff wird durch eine in Längskugellagern geführte
Koppelstange von 90 cm Länge hergestellt.

Zur Erzeugung der Sinusschwingungen diente ein Sinus-generator. Problematisch stellte sich die Simulation der in Feldversuchen gemessenen Geräteschwingungen dar. Da der elektromagnetische Schwingungssimulator keine Linearität über der Frequenz besitzt, musste das auf Magnetband aufgezeichnete Signal entsprechend dem Frequenzgang des Simulators verändert werden. Dazu wurde folgender Geräteaufbau vorgenommen, bevor die zu simulierenden Schwingungen über die externe Ansteuerung dem Simulator zugeführt werden konnten (siehe Blockschaltbild der Abb. 4).

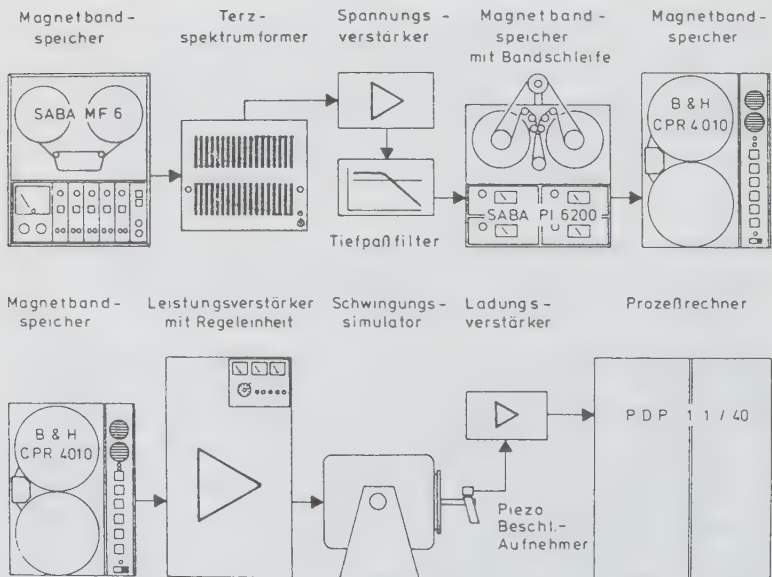


Abbildung 4: Blockschaltbild des Geräteaufbaues zur Schwingungssimulation von handgeführten Arbeitsgeräten.

Vom Magnetbandspeicher SABA MF 6 gelangte das Schwingungssignal über einen Terzspektrumformer, mit dessen Hilfe das Signal durch entsprechende Filterung verändert werden konnte und über einen Spannungsverstärker auf einen Tiefpassfilter, der alle Frequenzanteile oberhalb 1.000 Hz herausfilterte. Schwingungen mit Frequenzen oberhalb dieser Grössenordnung werden zur Zeit von der Bewertungsrichtlinie nicht berücksichtigt. Schliesslich erfolgte zur Verlängerung der Simulationszeit eine Vervielfachung des Steuersignales mit Hilfe einer Bandschleife auf dem Magnetbandspeicher SABA PI 6.200. Das somit zeitlich unbegrenzt zur Verfügung stehende Steuersignal wurde anschliessend für die Dauer von 30 Minuten auf den Magnetbandspeicher BELL und HOWELL CPR 4010 abgespeichert. Nach diesem Prinzip wurde das Steuersignal für jede Geräteschwingung aufgezeichnet. Somit waren alle Geräteschwingungen parallel auf dem Magnetbandspeicher vorhanden, so dass durch Umschalten jede beliebige Schwingung verzögerungsfrei über die externe Ansteuerung der Anlage simuliert werden konnte.

Über einen Handgriff wurden die simulierten Schwingungen in das Hand-Arm-System der Versuchsperson eingeleitet. Durch die Beschleunigungsmessung am Handgriff, die dem Prozessrechner PDP 11-40 zur Auswertung im On-line Betrieb zugeleitet wurde, konnte ein Vergleich des Ist-Wertes des Schwingungssignales mit dem Soll-Wert der zu simulierenden Schwingung durchgeführt werden.

4.1.3. Überprüfung der Ist-Soll-Werte

Durch den Vergleich der Ist-Werte am Handgriff des Simulators mit den Soll-Werten, die im Feldversuch bestimmt wurden, konnte die Güte der Schwingungssimulation festgestellt werden. Bei allen Versuchsreihen wurde eine Abweichung der K-Werte um $\pm 5\%$ toleriert. Bei grösseren Ab-

weichungen wurde der Versuch wiederholt. Folgende Kriterien dienten zur Überprüfung der Ist-Soll-Werte:

- Schmalbandfrequenzspektren 8 - 1.000 Hz
- Beschleunigungs-Zeitverläufe (Ausschnitte über 0,5 s)
- Ungewichtete Effektivwerte der Beschleunigung (m/s^2)
- Bewertete Schwingstärke KZH

Für die untersuchten Geräte zeigen Abbildungen 5 bis 10 den Vergleich der Ist-Soll-Werte. Wie die Abbildungen zeigen, decken sich die am Simulator erreichten Werte recht gut mit den Werten, die im Feldversuch gemessen wurden. Eine besonders gute Übereinstimmung ergibt sich für die elektrische Rundschleifmaschine (Abb. 5), da dieses Gerät ein nahezu harmonisches Frequenzspektrum mit einer Arbeitsfrequenz von 180 Hz aufweist. Problematisch ist die Simulation hoher Beschleunigungsspitzen (z. B. Druckluft-Niethammer, Abb. 8) sowie kurzer Anstiegsflanken (z. B. Druckluft-Nagler, Abb. 9), also immer dann, wenn hohe Beschleunigungsänderungen in relativ kurzer Zeit auftreten. Eine etwas grössere Abweichung vom Soll-K-Wert findet sich beim Druckluft-Nagler (Abb. 9), die wahrscheinlich dadurch zustande kommt, dass sich die beim Umsetzen des Gerätes auftretenden niederfrequenten Schwingungen nicht vollständig simulieren lassen.

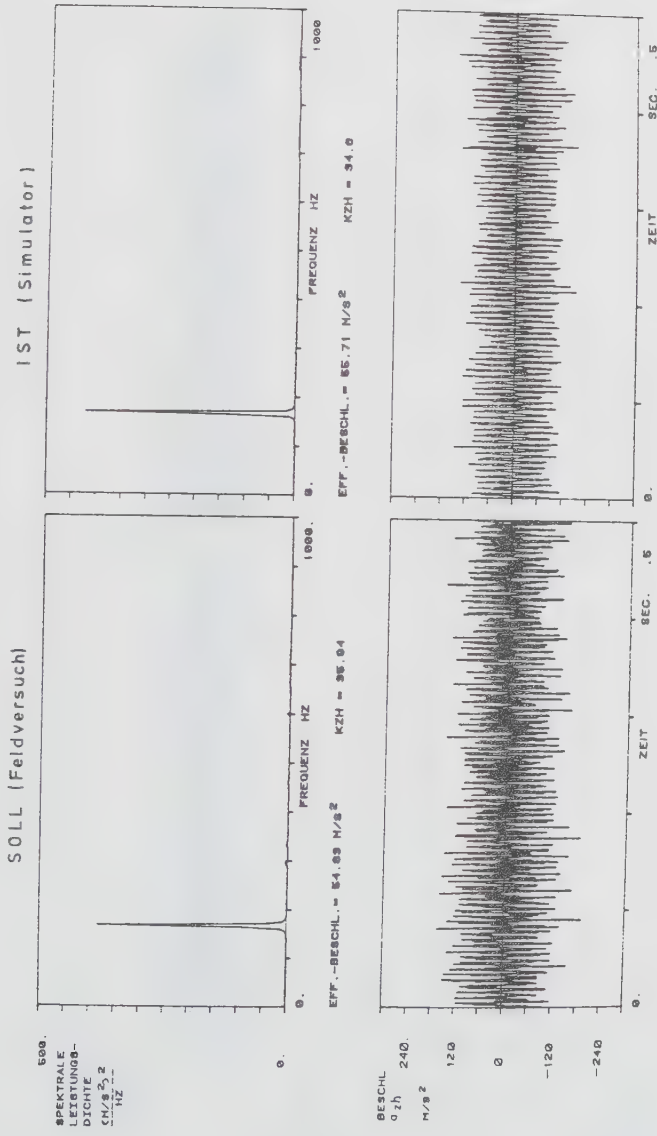


Abbildung 5: Schmalbandfrequenzspektren und Beschleunigungszeitverläufe
(Elektro-Rundschleifmaschine SFM)

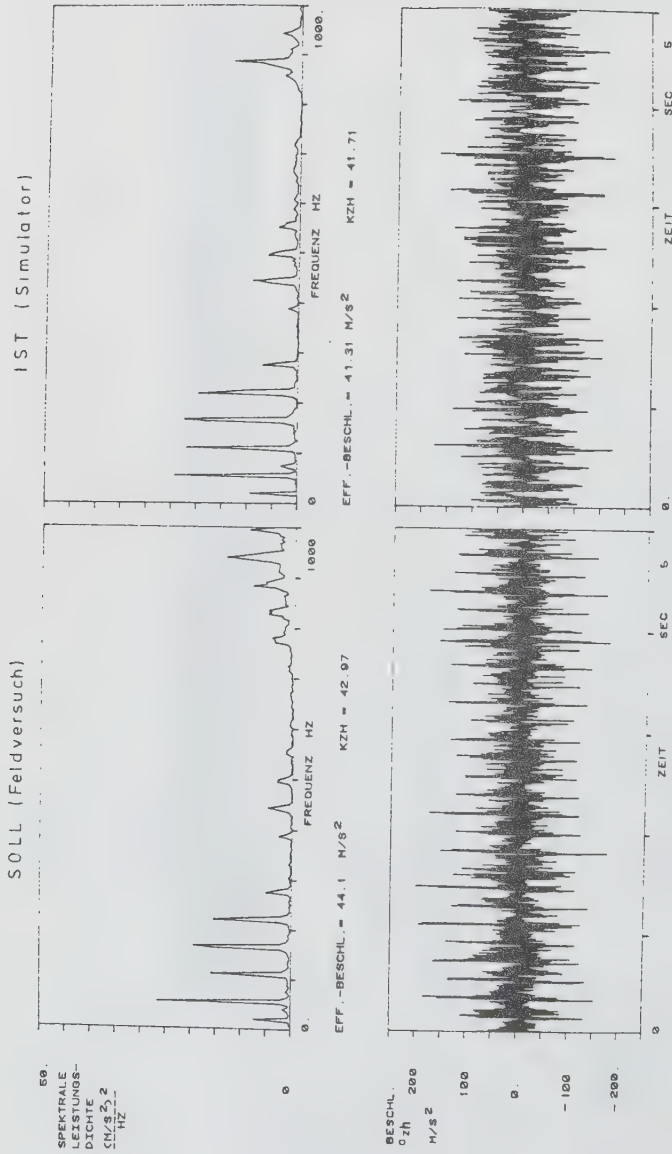


Abbildung 6: Schmalbandfrequenzspektren und Beschleunigungszeitverläufe
(Elektro-Hohlschlag)

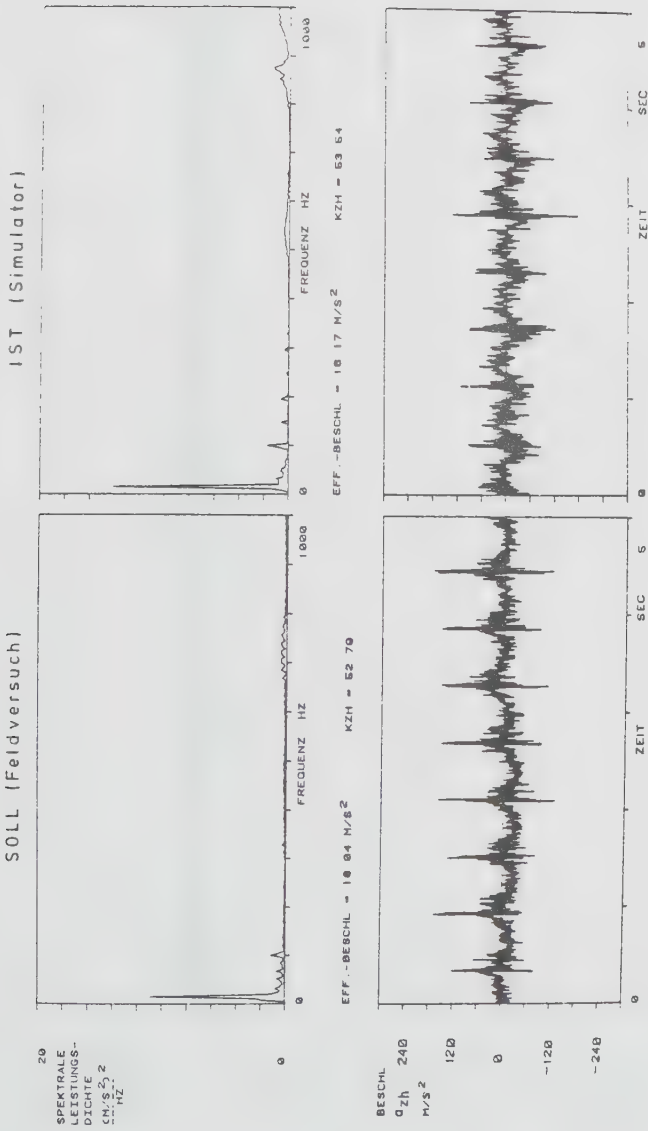


Abbildung 7: Schmalbandfrequenzspektren und Beschleunigungszeitverläufe
(Druckluft-Aufbruchhammer ABH)

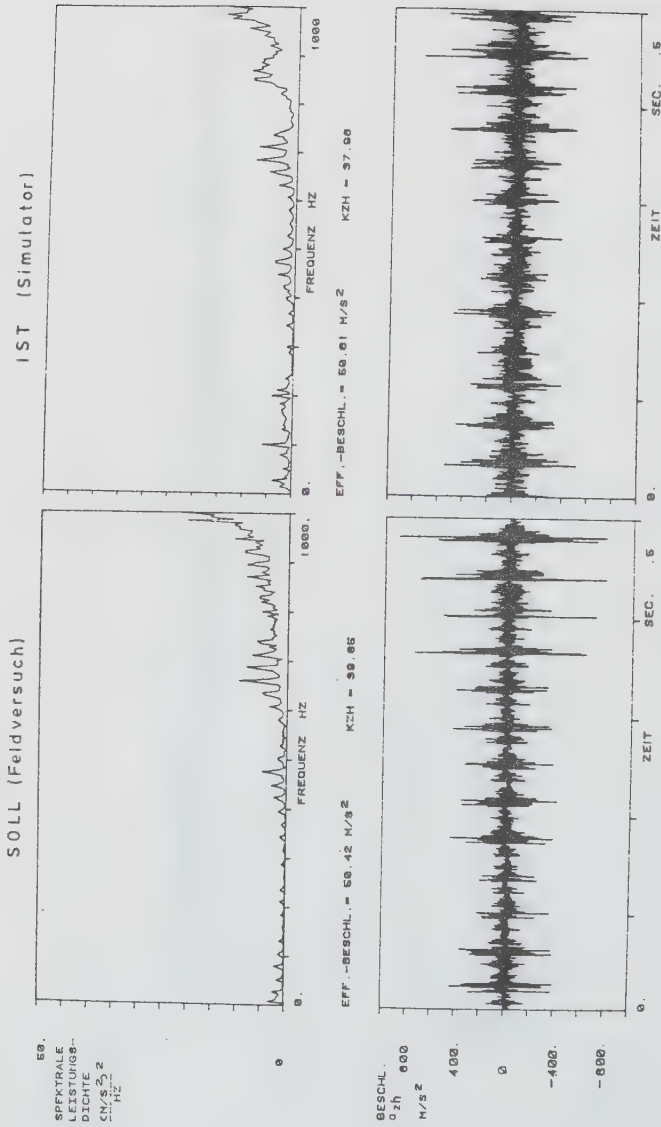


Abbildung 8: Schmalbandfrequenzspektren und Beschleunigungszeitverläufe
(Druckluft-Niethammer NTH)

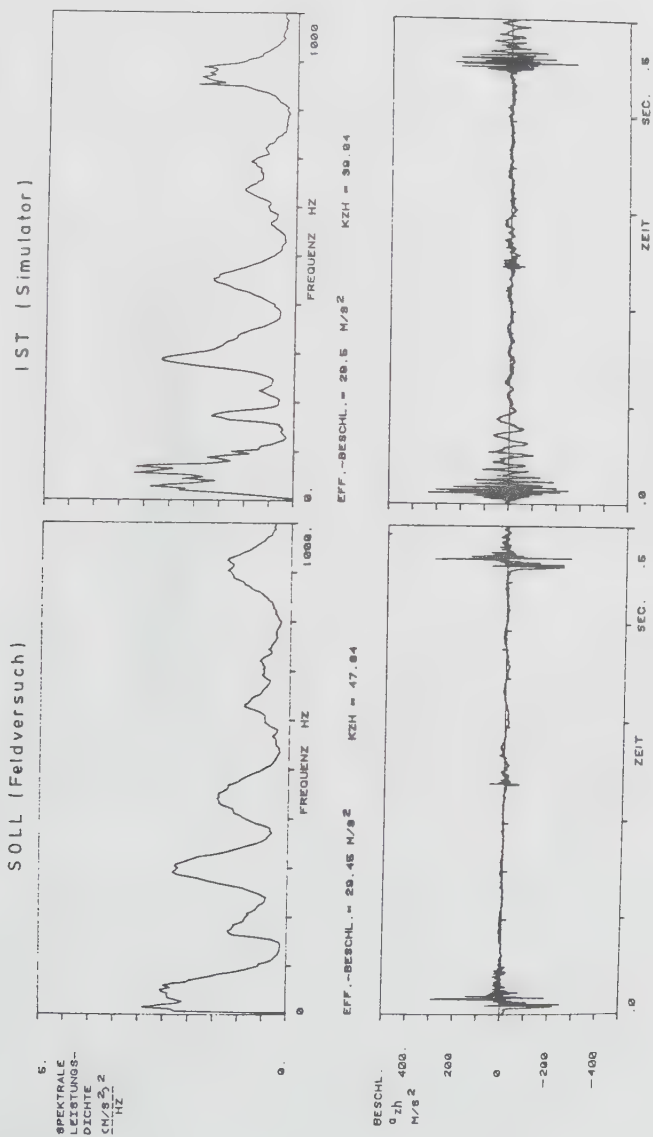


Abbildung 9: Schmalbandfrequenzspektren und Beschleunigungszeitverläufe
 (Druckluft-Nagler NAG)

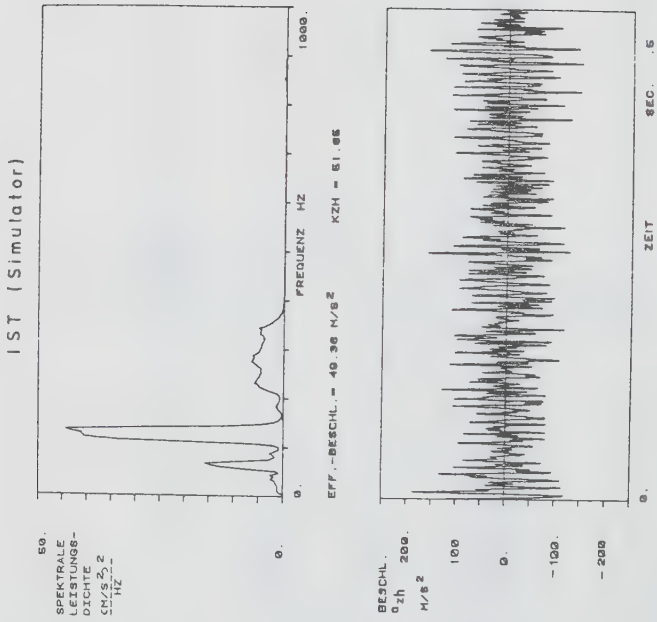


Abbildung 10: Schmalbandfrequenzspektren und Beschleunigungszeitverläufe

4.1.4. Festlegung der Simulationsprogramme

Die Untersuchung der Auswirkungen stosshaltiger Schwingungsvorgänge auf das Hand-Arm-System des Menschen wurde unter folgenden Fragestellungen durchgeführt:

1. Bei konstanter Schwingungsintensität (K-Wert) sollte die Auswirkung unterschiedlicher stosshaltiger Schwingungen - ausgedrückt durch den Scheitelfaktor der unbewerteten Beschleunigung - im Vergleich zu sinusförmigen und stochastischen (nicht-stosshaltigen) Schwingungen untersucht werden.
2. Für je eine stosshaltige Schwingung sollte die Schwingungsintensität in 2 Stufen variiert werden (nach oben sowie nach unten), um einen möglichen Einfluss der Intensität zu erkennen.

Als konstante Schwingungsintensität wurde ein K-Wert von 40 gewählt. Wie aus Tabelle 1 ersichtlich ist, liegen 3 Geräte bei einem K-Wert von 40, so dass ausser zur Simulation der Schwingungen für den Aufbruchhammer, den Druckluft-Nagler und die Motorkettensäge nur eine geringe Änderung der Anregungsintensität notwendig war.

Zur Versuchsdurchführung bei einem höheren K-Wert wurde als stosshaltige Schwingung der Aufbruchhammer gewählt, da dieser im Feldversuch ohnehin einen K-Wert von 53 aufwies. Für den Versuchsansatz bei einem niedrigeren K-Wert stand allerdings keine stosshaltige Geräteschwingung zur Verfügung, die im Feldversuch einen wesentlich geringeren K-Wert als 40 aufwies. Aus diesem Grunde wurde die Schwingungsintensität des Bohrhammers auf einen K-Wert von 30 reduziert.

Tabelle 1: Schwingungsmerkmale der in die Untersuchung einbezogenen vibrierenden Handgeräte

Geräteart	K-Wert ^{*)}	Effektivwert ^{*)} [m/s ²]	Scheitelfaktor der unbew. Beschleunig. ^{*)} SF	Hauptfrequenz [Hz]
Elektr. Rundschleifmasch. SFM	36 (35)	54,8 (55,7)	2,2 (1,8)	180
Motorkettensäge MOS	51 ^{**) (52)}	- (49,4)	- (2,2)	70/120
Elektr. Bohrhämmer BOH	43 (42)	44,1 (41,3)	3,1 (2,9)	20/56/112
Druckluft-Aufbruchhämmer ABH	53 (53)	18,0 (18,2)	8,3 (5,5)	16
Druckluft-Niethämmer NIH	40 (38)	50,4 (50,6)	9,9 (7,9)	28
Druckluft-Nagler NAG	48 (39)	29,5 (29,5)	10,2 (10,2)	2/70

*) Zahlen ohne Klammern bezeichnen die Messwerte der Feldversuche, Zahlen in Klammern die am Simulator erreichten Werte.

**) Nach WEICHENRIEDER (1977)

Tabelle 2 zeigt die beiden Versuchsvariationen, die sich entsprechend der Aufgabenstellung ergaben. In Versuchsvariation I sollten Geräteschwingungen mit Sinusschwingungen verglichen werden, wobei jeweils diejenige Sinusschwingung gewählt wurde, die der vorwiegend bei dem betreffenden Gerät vorkommenden Frequenz entsprach. Versuchsvariation II beinhaltet den Vergleich zwischen Geräteschwingungen und Motorsägeschwingungen.

Tabelle 2: Versuchsvariationen der Schwingungsbelastung^{*)}

Versuchsvariationen I:

Vergleiche zwischen Geräteschwingungen und Sinusschwingungen

SFM _{K40}	-----	SIN 180 _{K40}
BOH _{K40}	-----	SIN 56 _{K40}
ABH _{K40}	-----	SIN 16 _{K40}
NIH _{K40}	-----	SIN 28 _{K40}
NAG _{K40}	-----	SIN 70 _{K40}

BOH _{K30}	-----	SIN 56 _{K30}
ABH _{K53}	-----	SIN 16 _{K53}

Versuchsvariationen II:

Vergleiche zwischen Geräteschwingungen und Motorsägen-
schwingungen

SFM _{K40}	-----	MOS _{K40}
BOH _{K40}	-----	MOS _{K40}
ABH _{K40}	-----	MOS _{K40}
NIH _{K40}	-----	MOS _{K40}
NAG _{K40}	-----	MOS _{K40}

BOH _{K30}	-----	MOS _{K30}
ABH _{K53}	-----	MOS _{K53}

^{*)} Kurzbezeichnungen:

SIN =	Sinusversuche, z. B. SIN 180 = Sinus 180 Hz
MOS =	Motorkettensäge
SFM =	Elektrische Rund-Schleifmaschine
BOH =	Elektrischer Bohrhammer
ABH =	Druckluft-Aufbruchhammer
NIH =	Druckluft-Niethammer
NAG =	Druckluft-Nagler

Index-Zahlen bezeichnen den K-Wert der Schwingungsbelastung,
z. B. SFM_{K40} = Schleifmaschine mit K = 40

4.1.5. Greif- und Andruckkraft

Greif- und Andruckkraft wurden in jeder Versuchsreihe konstant gehalten (in der Versuchsreihe C "Subjektive Stärke der Schwingungswahrnehmung" wurde nur die Greifkraft konstant gehalten). Der Wert für die Greifkraft betrug 25 N, für die Andruckkraft 50 N. Es ist hierbei zu beachten, dass jedes Gerät während seiner praktischen Anwendung hiervon unterschiedliche Werte zeigt, die von den verschiedenen Parametern, wie z. B. Gewicht des Gerätes, Art des zu bearbeitenden Materiales, Arbeitsweise des Gerätes usw. abhängig sind. Um jedoch die Anzahl der Einflussgrößen auf die Untersuchung möglichst gering zu halten, war eine Konstanthaltung dieser Werte erforderlich.

Zur Messung der Handgreifkraft wurde eine verformbare Griffschale mit einer eingebauten Dehnmessstreifenbrückenschaltung verwendet (siehe Abbildung 11). Das Ausgangssignal der Brückenschaltung konnte mit Hilfe eines Trägerfrequenzmessverstärkers KWS/3 S-5 (Firma Hottinger-Balduin-Mess-Technik) verstärkt werden. Ein Tiefpassfilter sollte nur das der Handgreifkraft entsprechende Gleichspannungssignal durchlassen und die dem Gleichspannungssignal überlagerten Wechselanteile, die von der eingeleiteten erregenden Beschleunigung herrührten, sperren. Das Ausgangssignal des Tiefpassfilters wurde auf einem Analoginstrument zur Anzeige gebracht, das die Versuchsperson während des Versuchsablaufes ständig beobachten und sich so korrigieren konnte.

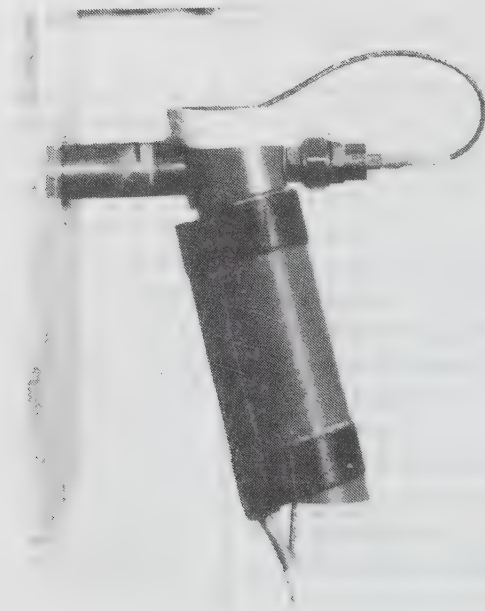


Abbildung 11: Handgriff am Schwingungssimulator mit
Aufnehmer zur Messung der Greifkraft und der
Beschleunigung

Zur indirekten Messung der Andruckkraft war die Plattform mit dem darauf montierten Sitz für die Versuchsperson auf Rollen gelagert. Mittels einer induktiven Kraftmessdose (Hottinger, Typ Q 2), die zwischen Plattform und Fussboden montiert war, konnte die Andruckkraft als Reaktionskraft gemessen werden (Abbildung 12).

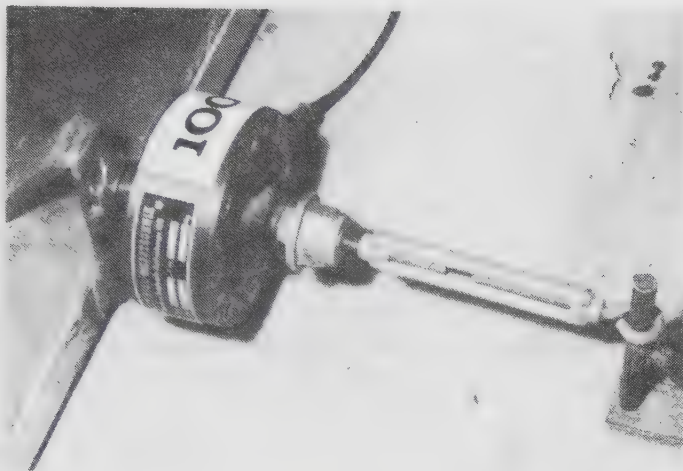


Abbildung 12: Kraftmessdose zur Erfassung der Andruckkraft

Zu Beginn jeder Versuchsserie wurden sowohl Greif- als auch Andruckkraft geeicht. Dabei erwies es sich als zweckmässig, die Eichung so vorzunehmen, dass bei den jeweils einzustellenden Kräften die Zeiger der Instrumente genau senkrecht standen. Dadurch wurde das Ablesen der Werte für die Versuchspersonen wesentlich erleichtert und die optische Kontrolle sowie die Korrektur der einzustellenden Werte konnte von den Probanden ohne grosse Schwierigkeiten vorgenommen werden.

4.1.6. Ellenbogenwinkel

Ebenso wie die Greif- und Andruckkraft wurde auch der Ellenbogenwinkel bei einem Wert von 120° konstant gehalten. Nach Untersuchungen von DUPUIS et al. (1976) sind extreme Ellenbogenwinkel von 60° und 180° zu vermeiden, da hier ein erhöhtes Niveau der elektrischen Aktivität der

Armmuskulatur nachweisbar ist. Das Mittelmass von 120° ist als Kompromiss zu verstehen, da die einzelnen Geräte je nach Art der Tätigkeit andere Winkel aufweisen.

Die Konstanthaltung dieser Grösse konnte mit Hilfe eines aus Holz gefertigten Winkels durch direktes Anlegen am Arm des Probanden ständig überprüft und korrigiert werden. Durch Veränderung des Versuchssitzes in horizontaler und vertikaler Richtung konnte für jede Versuchsperson die entsprechende Sitz- und Armhaltung eingestellt werden.

4.1.7. Versuchspersonen

Zur Durchführung der Untersuchungen standen 10 männliche Versuchspersonen im Alter von $26 \pm 6,0$ Jahren, Grösse von $180,2 \pm 6,2$ cm und Gewicht von $75,0 \pm 8,7$ kg (Mittelwert $\bar{x} \pm$ Standardabweichung) zur Verfügung, wobei es sich überwiegend um Studenten handelte. Alle Versuchspersonen waren Rechtshänder. Sie klagten nicht über Beschwerden im Bereich der Muskulatur und des Skelettes und zeigten in dieser Hinsicht keine pathologischen Befunde. Keiner der Probanden hatte bisher beruflichen Umgang mit schwingungsemittierenden handgeführten Arbeitsgeräten. Die Armmuskulatur zeigte zwar bei den einzelnen Versuchspersonen unterschiedliche Ausprägung, lag aber im Bereich der physiologischen Variation. Die Versuchspersonen nahmen an allen Versuchsreihen teil.

4.2. Versuchsreihe A: Biomechanisches Übertragungs- verhalten

4.2.1. Zielsetzung

Zur Ermittlung des biomechanischen Übertragungsverhaltens wurden Beschleunigungen an drei Stellen des Hand-Arm-Systems gemessen: am Handgelenk, am Ellenbogengelenk und am Schultergelenk. Es sollte festgestellt werden, wie hoch die Übertragung stosshaltiger Schwingungsvorgänge im Gegensatz zu sinusförmigen Schwingungen und Motorsägeschwindigkeiten zwischen den einzelnen Messstellen ist. Damit sollte eine Aussage über die mechanische Beanspruchung des Bewegungsapparates, hauptsächlich der Knochen und Gelenke, des Hand-Arm-Systems ermöglicht werden.

4.2.2. Versuchsaufbau und Registriereinrichtung

Die Signale der Beschleunigungsaufnehmer (Brüel & Kjaer, Typ 4375, Gewicht 2 g) wurden, nachdem sie von den zugehörigen Ladungsverstärkern verstärkt worden sind, auf ein frequenzmoduliertes Magnetband (SABA MF 6) aufgezeichnet. Die verwendeten Beschleunigungsaufnehmer arbeiteten nach dem piezoelektrischen Prinzip und besaßen eine Frequenzmessbereich von 1 bis 20.000 Hz. Die Eichung der Messanordnung zur Beschleunigungsmessung erfolgte mit Hilfe eines Kalibrators für Schwingungsaufnehmer der Firma Brüel & Kjaer, Typ 4291.

Parallel dazu wurden die Messwerte am Handgriff des Simulators und am Handgelenk im On-line Betrieb mit Hilfe des Prozessrechners PDP 11/40 ausgewertet. Berechnet wurde jeweils der Effektivwert der ungewichteten Beschleunigung. Am Handgriff erfolgte ausserdem noch die Berechnung des K-Wertes, so dass, wie schon in Kapitel 4.1.2. "Schwingungssimulation mit Hilfe eines elektromagnetischen

Simulators" erläutert, ein ständiger Vergleich des Ist-Soll-Wertes der Schwingung möglich war.

Anbringung der Beschleunigungsaufnehmer

Die Beschleunigungen wurden insgesamt an vier Stellen gemessen: am Handgriff des Simulators, am Handgelenk, am Ellenbogengelenk und am Schultergelenk. Das Problem bei der Anbringung der Aufnehmer bestand darin, diese möglichst nahe an einen Knochen zu fixieren, um den Einfluss des mitschwingenden Gewebes auf den Aufnehmer so gering wie möglich zu halten.

Für die Messstelle am Handgelenk bot sich die Fovea radialis (tabatiere anatomique) als die günstigste Befestigungsstelle an, da hier der Aufnehmer in direkter Nachbarschaft zum Processus styloideus radii (proximal), zum Os scaphoideum und zum Os trapezium (distal) lag (Abbildung 13). Durch ein elastisches Textil-Gummiband mit Klettverschluss konnte der Aufnehmer stabil in dieser anatomisch vorgeformten Grube angebracht und gehalten werden.

- 1 Processus styloideus radii
- 2 Os scaphoideum
- 3 Os trapezium
- 4 Beschl.-aufnehmer
- 5 Textil-Gummiband

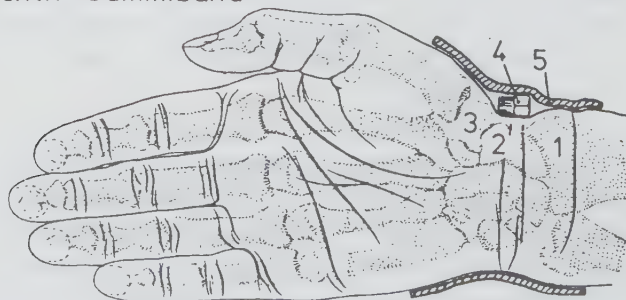


Abbildung 13: Anordnung des Beschleunigungsaufnehmers in der "anatomischen Grube" des Handgelenkes

Für die Anbringung des Aufnehmers am Ellenbogengelenk wurde eine spezielle Haltevorrichtung angefertigt (Abbildung 14), die durch elastische Binden fest an Ober- und Unterarm fixiert werden konnte. Der Aufnehmer, der fest mit der Haltevorrichtung verschraubt war, befand sich direkt unterhalb des Olecranon, so dass auch hier eine unmittelbare Nachbarschaft zu einem Knochen gegeben war.

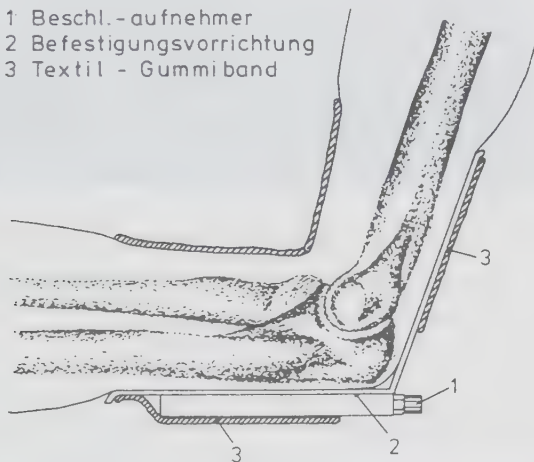


Abbildung 14: Anordnung des Beschleunigungsaufnehmers am Ellenbogengelenk

Am Schultergelenk wurde der Aufnehmer in Höhe des Acromioclaviculargelenkes mit einer Klebefolie fixiert (Abbildung 15). Diese Folie, die zum Abkleben chirurgischer Wundflächen im Operationsfeld verwendet wird, hat den Vorteil, dass sie auch bei feuchter Oberfläche (Schweiss) unverändert gut haftet und somit den Aufnehmer in seiner Lage halten konnte.



Abbildung 15: Befestigung des Beschleunigungsaufnehmers am Schultergelenk

4.2.3. Versuchsprogramm

Zur Ermittlung des biomechanischen Übertragungsverhaltens wurde pro Versuchsperson 1 Versuchsserie mit 17 Versuchen durchgeführt. Die Versuchsserie wurde zweimal wiederholt, so dass sich bei 10 Versuchspersonen insgesamt 510 Versuche ergaben. Jede Versuchsserie setzte sich auf folgenden 17 Versuchen zusammen (vergleiche auch Tabelle 2):

7 Sinusschwingungen: SIN 16_{K40} , SIN 16_{K53} ,
 SIN 28_{K40} , SIN 56_{K30} ,
 SIN 56_{K40} , SIN 70_{K40} ,
 SIN 180_{K40} ,

10 Geräteschwingungen: SFM_{K40} , MOS_{K30} , MOS_{K40} ,
MOS_{K53} , BOH_{K30} , BOH_{K40} ,
ABH_{K40} , ABH_{K53} , NIH_{K40} ,
NAG_{K40} .

Die Versuche wurden in unregelmässiger Reihenfolge dargeboten. Hierdurch sollte ein Lerneffekt durch Einprägen der verschiedenen Schwingungsmuster bei den Versuchspersonen vermieden werden. Die Versuchsdauer für einen Versuch betrug 15 Sekunden. Danach erfolgte die Auswertung am Rechner sowie das Einstellen der nächsten Anregungsschwingung am Simulator, so dass zwischen den Versuchen eine Pause von etwa 2 Minuten lag. Am Ende jeder Versuchsserie wurde eine 15-minütige Pause eingeplant, wodurch Ermüdungserscheinungen der Hand-Arm-Muskulatur der Probanden vermieden werden sollten. Die gesamte Versuchsreihe für eine Versuchsperson nahm 2 bis 3 Stunden in Anspruch, so dass pro Tag mit 2 Versuchspersonen gearbeitet werden konnte.

4.2.4. Versuchsauswertung

Die Auswertung der Versuche erfolgte mit den auf Magnetband gespeicherten Signalen. Aus jedem Versuch und seinen beiden Wiederholungen wurde für jede Versuchsperson der Mittelwert des Effektivwertes der ungewichteten Beschleunigung errechnet. Anschliessend wurde für jede Versuchsperson durch Quotientenbildung der Übertragungsfaktor V für die jeweilige Messtelle nach folgenden Gleichungen ermittelt:

$$V_{HG} = \frac{a_{eff_{Handgelenk}}}{a_{eff_{Griff}}}$$

$$v_{EG} = \frac{a_{eff_{Ellenbogengelenk}}}{a_{eff_{Griff}}}$$

Für jede Schwingung wurde der Mittelwert und die Standardabweichung von den 10 Versuchspersonen errechnet und graphisch dargestellt. Auf die Darstellung des Übertragungsfaktors vom Handgriff auf das Schultergelenk wurde verzichtet, da hier eine nur geringe Wirkung nachzuweisen war und sich ausserdem zwischen den einzelnen Simulationsversuchen keine Unterschiede in Bezug auf die Grösse des Übertragungsfaktors zeigten.

4.2.5. Ergebnisdarstellung und Diskussion

In den Abbildungen 16 und 17 ist das Übertragungsverhalten vom Griff auf das Handgelenk dargestellt. Abbildungen 18 und 19 zeigen das Übertragungsverhalten vom Griff auf das Ellenbogengelenk.

Aus Abbildung 16 ist ersichtlich, dass der Übertragungsfaktor vom Griff auf das Handgelenk für alle Geräteschwingungen deutlich unter 1 liegt. Den kleinsten Übertragungsfaktor weist die elektrische Rundschleifmaschine auf, deren Arbeitsfrequenz bei 180 Hz liegt. Man kann davon ausgehen, dass Schwingungen dieser Frequenz grösstenteils bereits im Weichteilgewebe der Hand abgebaut werden und so nur noch zu einem geringen Teil am Handgelenk messbar sind. Den grössten Übertragungsfaktor zeigt der Aufbruchhammer. Betrachtet man das Schmalbandfrequenzspektrum sowie den Beschleunigungszeitverlauf dieses Gerätes (siehe Abbildung 7), findet man grosse Schwingungsanteile bei einer Frequenz von 16 Hz.

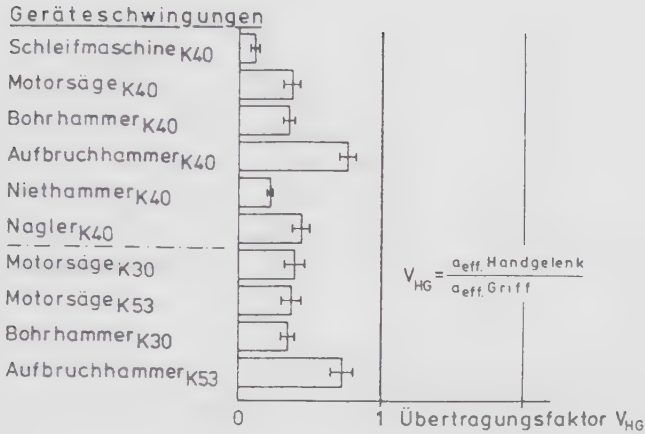


Abbildung 16: Biomechanischer Übertragungsfaktor V_{HG} des Effektivwertes der Beschleunigung (Frequenzbereich 0 - 1.000 Hz) vom Griff auf das Handgelenk für Geräteschwingungen

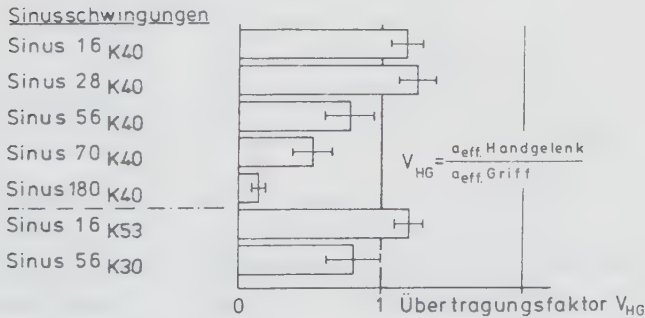


Abbildung 17: Biomechanischer Übertragungsfaktor V_{HG} des Effektivwertes der Beschleunigung vom Griff auf das Handgelenk für Sinusschwingungen

Da es am Handgelenk bei dieser Frequenz zu deutlichen Resonanzen kommt (IWATA et al., 1972), kann dadurch das Zu-

standekommen dieses relativ hohen Übertragungsfaktors erklärt werden. Obwohl auch der Niethammer mit einer Hauptarbeitsfrequenz von 28 Hz noch im Resonanzbereich des Hand-Arm-System liegt, weist das Gerät im Vergleich zu den anderen Geräten einen relativ geringen Übertragungsfaktor auf. Anhand des Schmalbandfrequenzspektrums des Niethammers (siehe Abbildung 8) sieht man jedoch, dass ausser bei 28 Hz noch wesentlich mehr Schwingungsanteile anderer Frequenzen vorhanden sind, die vermutlich eine Resonanzentwicklung verhindern.

Betrachtet man das Übertragungsverhalten unter dem Aspekt der unterschiedlichen Stosshaltigkeit der Geräteschwingungen, so lässt sich hieraus kein Einfluss der Stosshaltigkeit feststellen. Es sei jedoch darauf aufmerksam gemacht, dass sich diese Aussage nur auf die Untersuchung des Übertragungsverhaltens anhand der ungewichteten Effektivwerte der Beschleunigung bezieht.

Für das Übertragungsverhalten bei Sinusschwingungen (Abbildung 17) ist erkennbar, dass sowohl bei 16 als auch bei 28 Hz ein Übertragungsfaktor von über 1 zustande kommt. Dies lässt sich mit dem vorher erwähnten Resonanzverhalten des Hand-Arm-Systems in diesem Frequenzbereich erklären.

Ein Einfluss der Schwingungsintensität auf das Übertragungsverhalten ist bei den gewählten Intensitäten nicht nachweisbar. Sowohl der Aufbruchhammer und der Bohrhammer bei den Geräteschwingungen als auch die Sinusschwingungen bei 16 und 56 Hz zeigen bei unterschiedlichen K-Werten den nahezu gleichen Übertragungsfaktor.

Bei Betrachtung des Übertragungsverhaltens am Ellenbogengelenk (Abbildung 18) fällt auf, dass es bei allen Geräteschwingungen - mit Ausnahme des Aufbruchhammers - zu einer weiteren Verminderung des Übertragungsfaktors kommt, d. h. bis zum Ellenbogengelenk findet ein weiterer Schwingungsabbau statt.

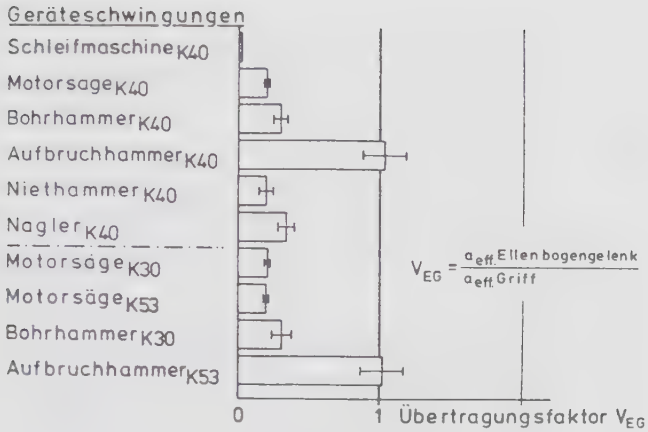


Abbildung 18: Biomechanischer Übertragungsfaktor V_{EG} des Effektivwertes der Beschleunigung (Frequenzbereich 0 - 1.000 Hz) vom Griff auf das Ellenbogengelenk für Geräteschwingungen

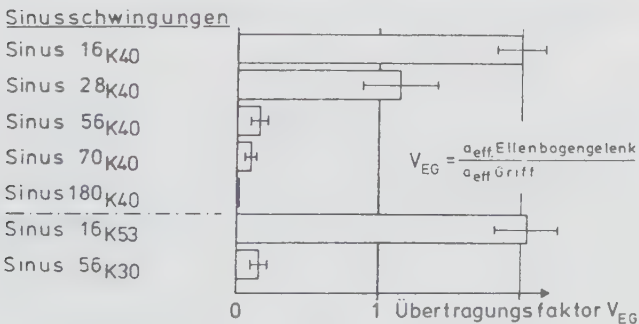


Abbildung 19: Biomechanischer Übertragungsfaktor V_{EG} des Effektivwertes der Beschleunigung vom Griff auf das Ellenbogengelenk für Sinusschwingungen

Nur der Aufbruchhammer zeigt eine deutliche Zunahme des Übertragungsfaktors. Aufgrund dieses Ergebnisses muss man davon ausgehen, dass der Umgang mit diesem Gerät eine Beanspruchung insbesondere für das Ellenbogengelenk darstellt.

Vergleicht man das Übertragungsverhalten der Sinusschwingungen (Abbildung 19), so fällt die erhebliche Zunahme des Übertragungsfaktors bei 16 Hz auf. Offenbar kommt es bei dieser Frequenz zu einer deutlichen Resonanz im Bereich des Ellenbogengelenkes, was auch das Übertragungsverhalten des Aufbruchhammers erklärt. Die Sinusschwingung von 28 Hz zeigt jedoch schon eine geringe Erniedrigung des Übertragungsfaktors im Vergleich zum Handgelenk, obwohl eine leichte Verstärkung der Schwingung zustande kommt. Während es also am Handgelenk bei 16 sowie bei 28 Hz zu einer etwa gleichen Zunahme der Schwingungsübertragung kommt, findet man am Ellenbogengelenk bei 16 Hz eine besonders starke Resonanzentwicklung. Bei 28 Hz hingegen ist der Übertragungsfaktor geringer als am Handgelenk.

Ebenso wie am Handgelenk lässt sich am Ellenbogengelenk weder ein Einfluss der Stosshaltigkeit noch der Intensität der Schwingung auf das Übertragungsverhalten erkennen. Zusammenfassend kann man sagen, dass nicht die Art der Schwingung (harmonisch, stochastisch oder stosshaltig), sondern die Zusammensetzung ihres Frequenzspektrums oder die Frequenz der Impulsfolge einen entscheidenden Einfluss auf das biomechanische Übertragungsverhalten ausüben, und zwar in der Richtung, dass grosse niederfrequente Schwingungsanteile zu einer deutlichen, für Hand- und Ellenbogengelenk jedoch verschieden ausgeprägten Schwingungsvergrößerung aufgrund von Resonanzentwicklungen führen.

Die Abbildungen 20 bis 22 zeigen die Beschleunigungs-Zeitverläufe für alle 6 Geräte an den Messstellen Handgriff,

Handgelenk und Ellenbogengelenk. Bis auf den Aufbruchhammer findet ein Abbau der Beschleunigungsamplituden vom Handgriff über das Handgelenk bis zum Ellenbogengelenk statt. Beim Aufbruchhammer kommt es jedoch am Ellenbogengelenk zu einer Amplitudenvergrößerung, wobei dieser Effekt nur für die niederfrequenten, im Bereich von 16 Hz liegenden Schwingungsanteile, deutlich zu beobachten ist, während alle höherfrequenten Schwingungsanteile herausgefiltert werden.

Unabhängig vom Ausgangsfrequenzspektrum zeigen sich bei den übrigen Geräten die deutlich verminderten Amplituden am Ellenbogengelenk im Bereich von 20 Hz. Offenbar wirkt das Hand-Arm-System als eine Art mechanischer Filter, wobei nur Schwingungen im Frequenzbereich von 15 bis 20 Hz bis zum Ellenbogengelenk durchgelassen bzw. sogar noch verstärkt werden, höherfrequente Schwingungen jedoch abgebaut werden.

Aus den Abbildungen geht weiterhin hervor, dass trotz unterschiedlicher Belastungen durch die verschiedenen Geräte (ausgedrückt durch die Effektivwerte der ungewichteten Beschleunigungen und die Scheitelfaktoren am Handgriff), an den Messstellen Hand- und Ellenbogengelenk nahezu gleiche Beschleunigungswerte für alle Geräte (Ausnahme Schleifmaschine) gemessen werden können.

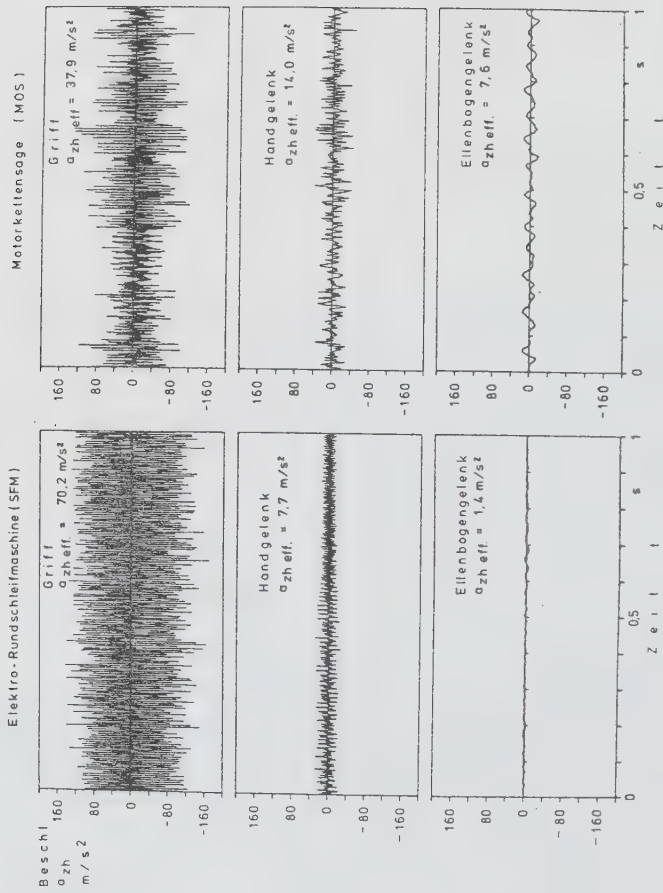


Abbildung 20: Zeitlicher Verlauf der Beschleunigung am Handgriff, Handgelenk und Ellenbogengelenk unter Schleifmaschinen- und Motorsägeschwingungen (Z-Richtung)

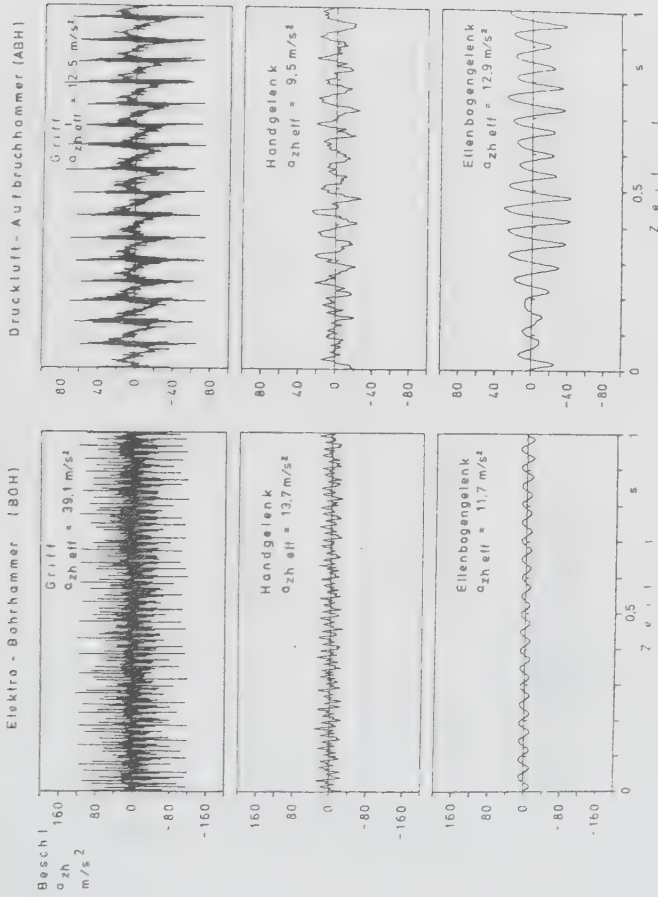


Abbildung 21: Zeitlicher Verlauf der Beschleunigung am Handgriff, Handgelenk und Ellenbogengelenk unter Bohrhammer- und Aufbruchhammerschwingungen (Z-Richtung)

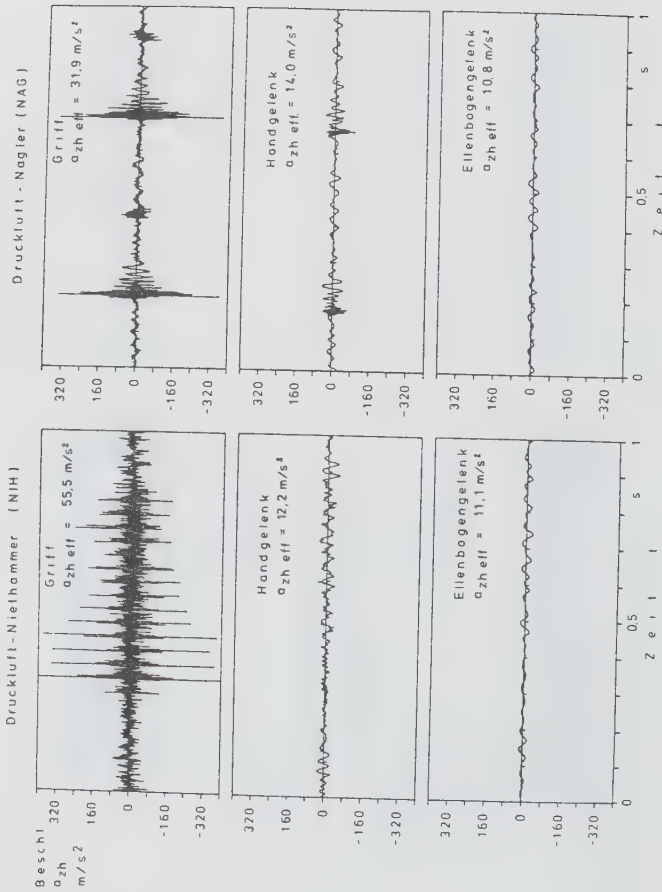


Abbildung 22: Zeitlicher Verlauf der Beschleunigung am Handgriff, Handgelenk und Ellenbogengelenk unter Niethammer- und Naglerschwingungen (Z-Richtung)

4.3. Versuchsreihe B: Elektrische Muskelaktivität (EMG)

4.3.1. Zielsetzung

Die Messung der elektrischen Muskelaktivität (EA), die in Form des Elektromyogrammes (EMG) Aufschluss über den jeweiligen Aktivitätszustand eines Muskels gibt, sollte zeigen, welche Aktivität der untersuchten Muskeln bei stossförmiger, im Vergleich zu sinusförmiger und stochastischer Schwingungsbelastung auftritt.

Die elektrische Muskelaktivität wurde am m. biceps und m. triceps brachii, die hauptsächlich zur Stabilisierung des Armes beitragen, und am m. flexor carpi ulnaris, der massgeblich für die Grösse der Handgreifkraft verantwortlich ist, gemessen.

4.3.2. Versuchsaufbau und Registriereinrichtung

Die durch Oberflächenklebeelektroden abgeleiteten Muskelaktionspotentiale, die an der Hautoberfläche im Bereich von einigen mV liegen, wurden zunächst mit Hilfe von EMG-Verstärkern (jedem Elektrodenpaar wurde ein Verstärker zugeordnet) verstärkt. Da es sich hierbei um sehr kleine Spannungen handelt, ist zur Weiterleitung der Signale die Verwendung von abgeschirmtem Kabel notwendig, um Störfrequenzen (wie z. B. 50 Hz Netzfrequenz) zu vermeiden. Anschliessend erfolgte die Aufzeichnung der gemessenen Signale auf ein frequenzmoduliertes Magnetband (SABA MF 6), wo sie zur weiteren Auswertung zur Verfügung standen. Simultan dazu konnten über ein parallelgeschaltetes Oscilloscop die jeweils abgeleiteten Potentiale beobachtet werden, so dass eine fortwährende Kontrolle der aufge-

zeichneten Signale gewährleistet war. Wie auch bei der Durchführung der Versuche zum biomechanischen Übertragungsverhalten wurde mit Hilfe des Prozessrechners PDP 11/40 ein ständiger Soll-Ist-Vergleich des K-Wertes der Anregungsschwingung durchgeführt.

Anbringung der Elektroden

Das wesentliche Moment bei der Anbringung von Oberflächen-elektroden auf der Haut ist die Verringerung des Widerstandes, der durch die äussersten verhornten Hautschichten (Epidermis) gebildet wird. Stellt sich ein zu hoher Übergangswiderstand zwischen Subcutis und Elektrode ein, so verfälschen Störfrequenzen (insbesondere 50 Hz Netzfrequenz) das elektrische Signal des Muskels (LAURIG, 1970). Die Reinigung und Vorbereitung der Haut über den zu messenden Muskeln musste vorher sehr sorgfältig vorgenommen werden.

Die Ableitung der elektrischen Muskelpotentiale erfolgte am m. biceps und m. triceps brachii und am m. flexor carpi ulnaris (als m. flexor carpi ulnaris wurde die bei der Beugung der Finger sich kontrahierende Muskelgruppe auf der ulnaren Seite des Unterarmes bezeichnet/siehe Abbildung 23).

Das Aufsuchen des m. biceps sowie des m. triceps brachii bereitete keine grossen Schwierigkeiten, da diese Muskeln bei der Kontraktion einen mehr oder weniger deutlichen Muskelbauch erkennen lassen. Der m. flexor carpi ulnaris imponiert nicht in dieser Deutlichkeit als einheitlicher Muskelbauch, doch ist bei Kontraktion (durch Beugung der Finger) auch hier eine erkennbare Verhärtung auf der ulnaren Unterarmseite zu ertasten. Nach dem Aufsuchen der

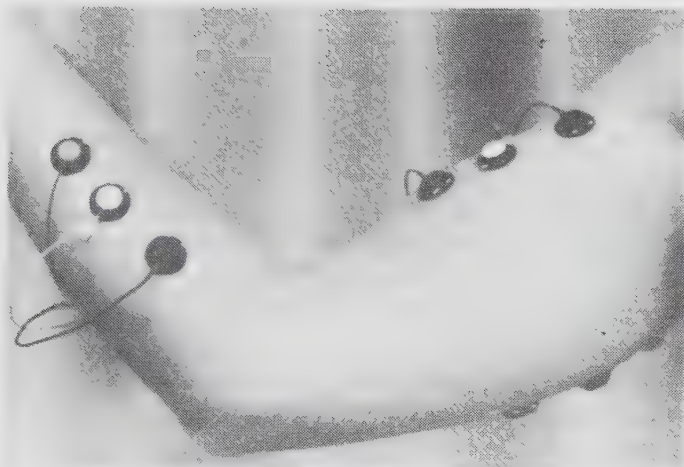


Abbildung 23: Oberflächenelektroden zur Erfassung der Muskelaktionspotentiale

Muskeln erfolgte die Reinigung der über dem jeweiligen Muskelbauch liegenden Hautpartie mit einem alkoholgetränkten Wattebausch. Neben der reinigenden Funktion trug der Alkohol auch zu einer Verringerung des Fettfilmes auf der Haut bei. Dabei wurde so lange kräftig auf der Haut gerieben, bis eine deutliche Hyperämisierung, teilweise sogar ein leichtes Brennen eintrat. Einen günstigen Effekt zeigte ein noch zusätzliches Abreiben der betreffenden Hautstelle mit sehr feinem Schmirgelpapier, da dadurch der Übergangswiderstand zwischen Subcutis und Elektrode nachweisbar reduziert werden konnte. Durch das Entfernen der Epithelzellen der Epidermis wurde ausserdem das Eindiffundieren der Elektrodenpaste in die Haut gefördert.

Die verwendeten bipolaren Oberflächenelektroden bestanden aus einem Kunststoffgehäuse, in das zentral ein Silber-

plättchen eingelassen war. Vor dem Aufbringen der Elektroden auf die Haut wurde die napfförmige Vertiefung im Zentrum der Elektroden mit einer Elektrolytpaste aufgefüllt. Diese Paste verringerte den Übergangswiderstand und ermöglichte somit eine bessere Weiterleitung der geringen Aktionsströme. Auf den äusseren Kunststoffrand der Elektroden fixierte Doppelkleberinge stellten einen festen Kontakt zwischen Haut und Elektrode her.

Um den Abstand beim Aufbringen der beiden Ableitelektroden möglichst bei allen Versuchspersonen konstant zu halten, wurden die beiden Elektroden so angebracht, dass sich die beiden Kleberinge gerade berührten. Die Befestigung der Erdungselektrode erfolgte an beliebiger Stelle.

4.3.3. Versuchsprogramm

Die Ermittlung der elektrischen Muskelaktivität wurde nach dem gleichen Versuchsprogramm wie zur Versuchsreihe A "Bio-mechanisches Übertragungsverhalten" durchgeführt (siehe auch Kapitel 4.2.3.). Vor jeder Versuchsserie wurden jedoch zusätzlich 4 statische Versuche durchgeführt, d. h. hier ist die elektrische Muskelaktivität ohne Schwingungsbelastung ermittelt worden. Diese statischen Versuche erfolgten in 4 Variationen:

1. ohne Greif- und Andruckkraft
2. nur mit Greifkraft
3. nur mit Andruckkraft
4. mit Greif- und Andruckkraft

Der Wert bei statischer Greif- und Andruckkraft konnte in Beziehung zu den jeweiligen Werten unter Schwingungsbelastung gesetzt werden, so dass die elektrische Muskel-

aktivität nicht nur als absoluter Messwert vorlag, sondern auch als Relativwert in Form des Quotienten:

$$\frac{\text{elektrische Aktivität bei Schwingungsbelastung}}{\text{elektrische Aktivität in Ruhe (statische Greif- und Andruckkraft)}} \times 100$$

Da pro Versuchsperson insgesamt 63 Versuche durchzuführen waren, betrug die Gesamtzahl der Versuche 630.

4.3.4. Versuchsauswertung

Der auf Magnetband gespeicherte analoge Spannungsverlauf des EMG wurde vom Rechner digitalisiert und mit Hilfe eines Software-Programmes der Effektivwert in mV berechnet. Da jede Versuchsserie zweimal wiederholt wurde, standen für jeden Versuch 3 Messwerte zur Verfügung. Um die intraindividuelle Streuung auszuschalten, wurde aus diesen 3 Messwerten ein Mittelwert gebildet. Durch Quotientenbildung der gemittelten Messwerte bei Schwingungsbelastung gegenüber statischer Greif- und Andruckkraft als auch bei Schwingungsbelastungen gegeneinander konnte die interindividuelle Streuung eliminiert werden. Für jeden Versuch wurden Mittelwert und Standardabweichung der Quotienten der 10 Versuchspersonen berechnet. Danach konnten die Ergebnisse gemäss den folgenden vier Fragestellungen graphisch dargestellt werden:

1. Veränderung der EA bei Belastung durch Geräte- und Sinusschwingungen gegenüber statischer Greif- und Andruckkraft
2. Veränderung der EA bei Belastung durch Geräte- gegenüber Sinus- und Motorsägeschwingungen

3. Veränderung der EA bei Belastung durch Geräte- gegenüber Schleifmaschinenschwingungen
4. Veränderung der EA im Vergleich der Geräteschwingungen untereinander

Für alle Versuche wurde mittels des t-Testes für abhängige Stichproben die Signifikanz für $\alpha = 0,05$ und $0,01$ bei zweiseitiger Fragestellung bestimmt. Dazu wurden folgende Nullhypothesen formuliert:

- Nullhypothese I: Zwischen der EA des m. biceps, m. triceps brachii und des m. flexor carpi ulnaris bei Belastung durch Sinus- und Geräteschwingungen einerseits und ohne Schwingungsbelastung (nur mit statischer Greif- und Andruckkraft) andererseits besteht kein signifikanter Unterschied.
- Alternativhypothese I: Zwischen der EA der o. g. Muskeln bei Belastung durch Sinus- und Geräteschwingungen einerseits und ohne Schwingungsbelastung andererseits besteht ein signifikanter Unterschied.
- Nullhypothese II: Zwischen der EA der o. g. Muskeln besteht bei Belastung durch Geräteschwingungen im Vergleich zur Belastung durch Sinus- und Motorsägeschwingungen kein signifikanter Unterschied.

Alternativhypothese II: Zwischen der EA der o. g. Muskeln besteht ein signifikanter Unterschied bei Belastung durch Geräteschwingungen im Vergleich zu Sinus- und Motorsägeschwingungen.

Nullhypothese III: Zwischen der EA der o. g. Muskeln besteht kein signifikanter Unterschied bei Belastung durch Geräte- und Motorsägeschwingungen gegenüber Schleifmaschinen-schwingungen.

Alternativhypothese III: Zwischen der EA der o. g. Muskeln besteht ein signifikanter Unterschied bei Belastung durch Geräte- und Motorsägeschwingungen gegenüber Schleifmaschinenschwingungen.

Nullhypothese IV: Zwischen der EA der o. g. Muskeln besteht kein signifikanter Unterschied im Vergleich bei Belastung durch die verschiedenen Geräteschwingungen untereinander.

Alternativhypothese IV: Zwischen der EA der o. g. Muskeln besteht ein signifikanter Unterschied im Vergleich bei Belastung durch die verschiedenen Geräteschwingungen untereinander.

4.3.5. Ergebnisdarstellung und Diskussion

Die Abbildungen 24 bis 26 zeigen die Veränderung der elektrischen Aktivität (EA) bei Geräte- und Sinusschwingungen gegenüber statischer Greif- und Andruckkraft für die 3 untersuchten Muskeln.

Für den m. biceps brachii (Abbildung 24) kann man erkennen, dass jede Schwingungsbelastung in den Mittelwerten eine Erhöhung der EA zur Folge hat. Diese Erhöhung ist jedoch aufgrund der hohen Standardabweichungen statistisch nicht signifikant gesichert (ausser bei Sinus 16 und 56 Hz), so dass hier die Nullhypothese I beibehalten werden muss. Ein Einfluss der Stosshaltigkeit der Schwingung lässt sich nicht nachweisen.

Für den m. flexor carpi ulnaris (Abbildung 25) lässt sich für alle Schwingungsbelastungen - ausser mit Belastung durch die Schleifmaschine - eine signifikante Erhöhung der EA gegenüber statischer Greif- und Andruckkraft nachweisen. Die Nullhypothese I ist also bis auf eine Ausnahme abzulehnen. Ein Einfluss der unterschiedlichen Stosshaltigkeit der Geräteschwingungen ist nicht zu erkennen.

Abbildung 26 zeigt, dass auch für den m. triceps brachii in fast allen Fällen der Schwingungsbelastung - ausgenommen Schleifmaschine und Sinusschwingung bei 16 und 180 Hz - eine signifikante Erhöhung der EA zu verzeichnen ist, so dass die Nullhypothese I Überwiegend abgelehnt werden muss. Die Erhöhung der EA unter Belastung mit Geräteschwingungen zeigt die Tendenz, dass mit zunehmender Stosshaltigkeit die Beanspruchung des Muskels ebenfalls grösser wird. Eine Zunahme der Frequenz bei Belastung mit Sinusschwingungen führt zu einer Abnahme der EA. Im niederfrequenten Bereich (16 und 28 Hz) ist die Muskelreaktion am grössten.

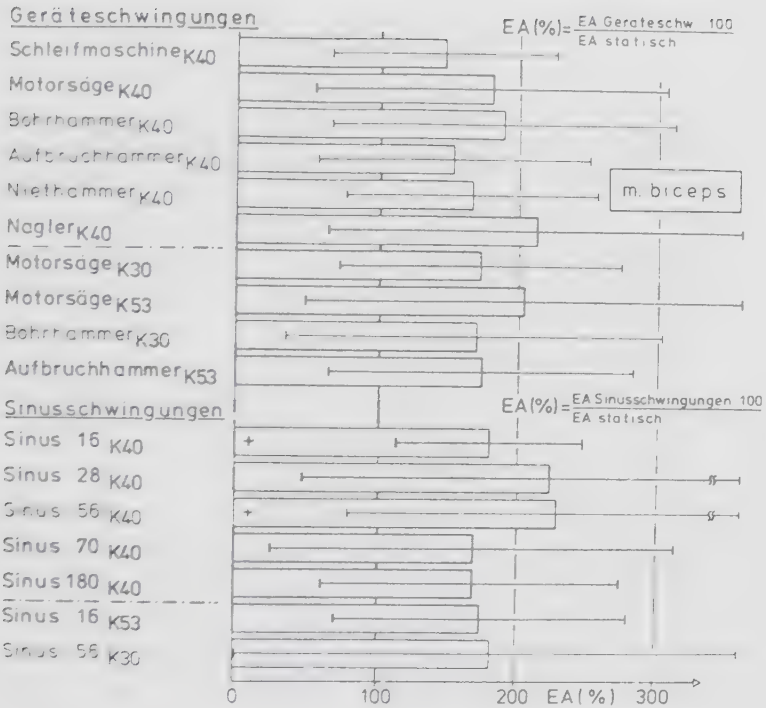
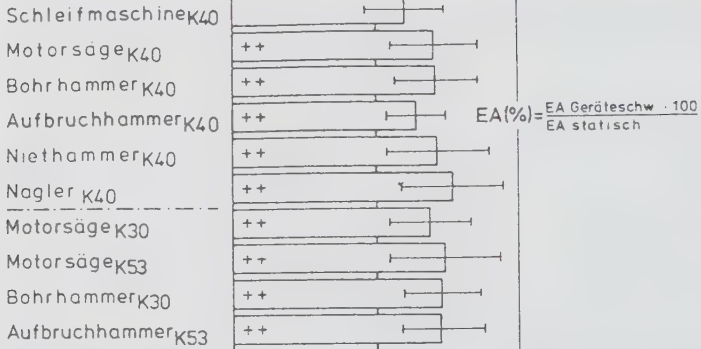


Abbildung 24: Veränderung der elektrischen Muskelaktivität EA des m. biceps bei Geräte- und Sinusschwingungen gegenüber statischer Greif- und Anpresskraft (100%)

+ : Irrtumswahrscheinlichkeit $\alpha \leq 5\%$

++ : Irrtumswahrscheinlichkeit $\alpha \leq 1\%$

Geräteschwingungen



Sinusschwingungen

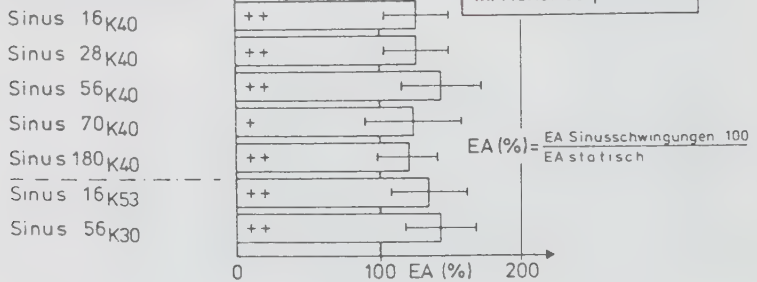


Abbildung 25: Veränderung der elektrischen Muskelaktivität EA des m. flexor carpi ulnaris bei Geräte- und Sinusschwingungen gegenüber statischer Greif- und Andruckkraft (100%)

+ : Irrtumswahrscheinlichkeit $\alpha \leq 5\%$

++ : Irrtumswahrscheinlichkeit $\alpha \leq 1\%$

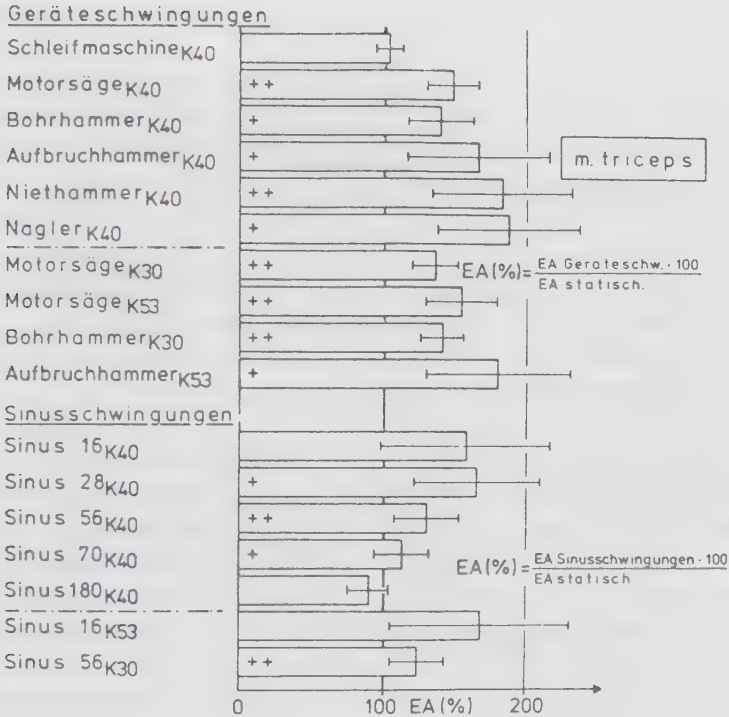


Abbildung 26: Veränderung der elektrischen Muskelaktivität EA des m. triceps bei Geräte- und Sinusschwingungen gegenüber statischer Greif- und Andruckkraft (100%)

+ : Irrtumswahrscheinlichkeit $\alpha \leq 5\%$

++ : Irrtumswahrscheinlichkeit $\alpha \leq 1\%$

In den Abbildungen 27 bis 29 ist die Veränderung der EA bei Geräte- gegenüber Sinus- und Motorsägeschwingungen dargestellt.

Auch hier lassen sich für den m. biceps (Abbildung 27) - bis auf eine Ausnahme - keine signifikanten Unterschiede nachweisen, so dass die Nullhypothese II beibehalten werden muss. Nur bei Belastung durch die Schleifmaschine im Vergleich zur Motorsäge ist die EA signifikant erniedrigt.

Zusammenfassend kann man für den m. biceps feststellen, dass unter Schwingungsbelastung eine Erhöhung der EA eintritt, die sich aber bis auf wenige Ausnahmen nicht signifikant nachweisen lässt.

Aus den Ergebnissen kann man schliessen, dass der m. biceps von geringerer Bedeutung für die Stabilisierung des Hand-Arm-Systems ist als der m. flexor carpi ulnaris und der m. triceps. Wie schon in früheren Untersuchungen beschrieben (IWATA et al., 1972), ist der m. biceps offenbar nicht wesentlich an der Greif- und Andruckkraft beteiligt, sondern trägt im Sinne eines Antagonisten des m. triceps nur indirekt zur Stabilisierung des Hand-Arm-Systems bei.

Vergleicht man die EA des m. flexor carpi ulnaris bei Belastung mit Geräte- zu Sinusschwingungen (Abbildung 28), so lässt sich für die beiden stosshaltigsten Geräte - Niethammer und Nagler - eine signifikante Erhöhung den Sinusschwingungen gegenüber nachweisen. Ebenfalls zeigt der Aufbruchhammer eine signifikante Erhöhung der EA gegenüber der Sinusschwingung, jedoch nur bei einem K-Wert von 53. Für diese Fälle ist die Nullhypothese II zurückzuweisen.

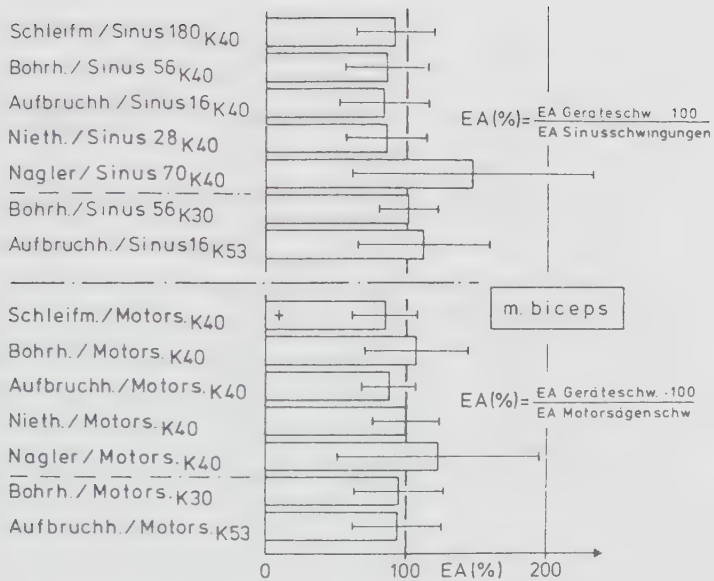


Abbildung 27: Veränderung der elektrischen Muskelaktivität EA des m. biceps bei Geräte- gegenüber Sinus- und Motorsägenschwingungen (100%)

+ : Irrtumswahrscheinlichkeit $\alpha \leq 5\%$

++ : Irrtumswahrscheinlichkeit $\alpha \leq 1\%$

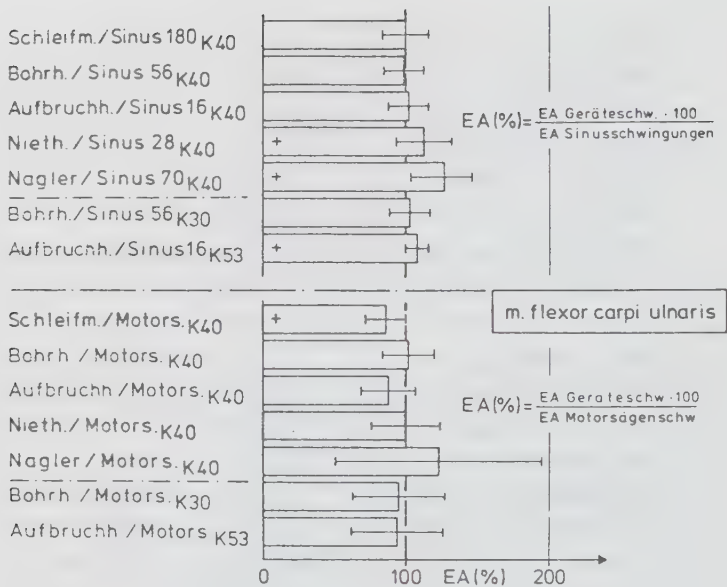


Abbildung 28: Veränderung der elektrischen Muskelaktivität EA des m. flexor carpi ulnaris bei Geräte- gegenüber Sinus- und Motorsägenschwingungen (100%)

+ : Irrtumswahrscheinlichkeit $\alpha \leq 5\%$

++ : Irrtumswahrscheinlichkeit $\alpha \leq 1\%$

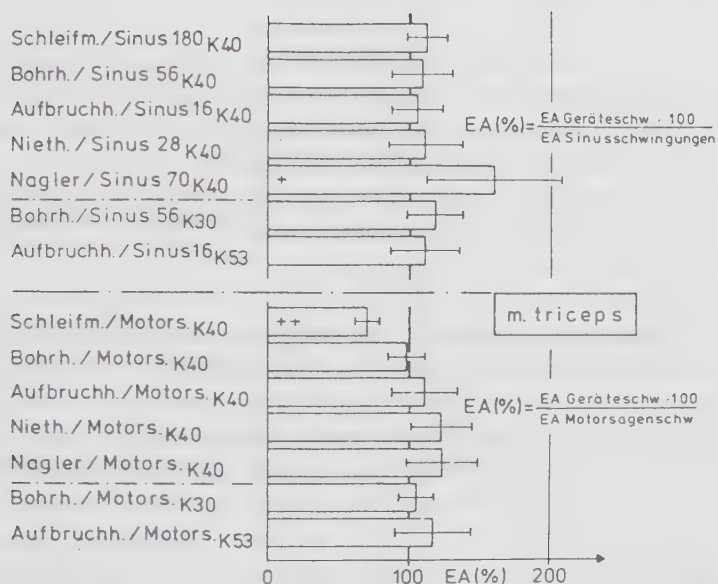


Abbildung 29: Veränderung der elektrischen Muskelaktivität EA des m. triceps bei Geräte-gegenüber Sinus- und Motorsägenschwingungen (100%)

+ : Irrtumswahrscheinlichkeit $\alpha \leq 5\%$

++ : Irrtumswahrscheinlichkeit $\alpha \leq 1\%$

Im Vergleich Geräte- zu Motorsägeschwingungen ist bis auf eine Ausnahme, die Schleifmaschine, kein signifikanter Unterschied vorhanden, so dass die Nullhypothese II überwiegend aufrechterhalten werden muss.

Der m. triceps zeigt im Vergleich von Geräte- zu Sinusschwingungen nur für den Nagler eine signifikante Erhöhung der EA, so dass in diesem Fall die Nullhypothese II abgelehnt werden muss (Abbildung 29). Da dieses Gerät die grösste Stosshaltigkeit aufweist, ist zur Aufbringung der Andruckkraft sowie zur Stabilisierung des Armes hier der grösste Kraftaufwand notwendig.

Aus dem Vergleich von Geräte- zu Motorsägeschwingungen ist ersichtlich, dass die EA nur bei Belastung mit der Schleifmaschine eine hochsignifikante Verringerung gegenüber der Belastung durch die Motorsägeschwingung aufweist (Abbildung 29). Nur für diesen Fall ist die Nullhypothese II zurückzuweisen. Die übrigen Vergleiche lassen keine signifikanten Unterschiede der EA erkennen. Ungeachtet dessen nimmt mit steigender Stosshaltigkeit die EA des Muskels ebenfalls zu.

Aus den Darstellungen ist ersichtlich, dass von den untersuchten Muskelgruppen insbesondere die EA des m. triceps von der Stosshaltigkeit der Schwingungsbelastung abhängt. Während zunehmende Stosshaltigkeit einer Schwingung eine Erhöhung der EA des Muskels bewirkt, ist eine Frequenzabhängigkeit im Sinne einer Erniedrigung der EA mit steigender Frequenz bei Sinusschwingungen deutlich nachweisbar (Abbildung 26).

In Abbildung 30 ist die Veränderung der EA bei Geräte- gegenüber Schleifmaschinenschwingungen dargestellt. Dieser

Vergleich wurde durchgeführt, da die Schleifmaschine einen nahezu harmonischen Schwingungsverlauf zeigt, wodurch sie sich von den übrigen Geräteschwingungen unterscheidet. Die starke Annäherung der Schleifmaschinenschwingung an die Sinusschwingung von 180 Hz zeigt sich dadurch, dass im Vergleich von Schleifmaschinen- zu Sinusschwingung für alle drei Muskeln kein signifikanter Unterschied der EA nachweisbar ist. Im Vergleich zur Motorsägeschwingung ist die EA bei Belastung mit der Schleifmaschinenschwingung für jeden Muskel signifikant erniedrigt (Abbildungen 27 bis 29).

Für den m. flexor carpi ulnaris ist bei Belastung mit den Geräteschwingungen gegenüber der Schleifmaschinenschwingung - ausgenommen der Aufbruchhammer - eine signifikante Erhöhung der EA erkennbar. In diesen Fällen ist die Nullhypothese III abzulehnen. Ein Einfluss der Stosshaltigkeit der Schwingungen auf die EA ist aus Abbildung 30 nicht ableitbar.

Der m. biceps zeigt nur im Falle der Schwingungsbelastung durch den Nagler und die Motorsäge eine Erhöhung der EA gegenüber der Schleifmaschine. Ausschliesslich für diese beiden Geräte ist die Nullhypothese III abzulehnen. Bemerkenswert hierbei ist die Tatsache, dass die Motorsäge, die nicht zu den stosshaltigen Geräten gerechnet wird (Scheitelfaktor 2,2), eine offenbar grössere Belastung für den Muskel darstellt als der Bohrhammer, der Aufbruchhammer und der Niethammer. Dies mag darauf zurückzuführen sein, dass im Anregungsspektrum der Motorsäge grosse niederfrequente Schwingungsanteile zu finden sind.

Die grösste Zunahme der EA ist am m. triceps feststellbar. Für den Bohrhammer, den Aufbruchhammer und den Nagler ist die Erhöhung statistisch einfach gesichert, für den Niet-

Geräte-/Schleifmaschinenschwingungen

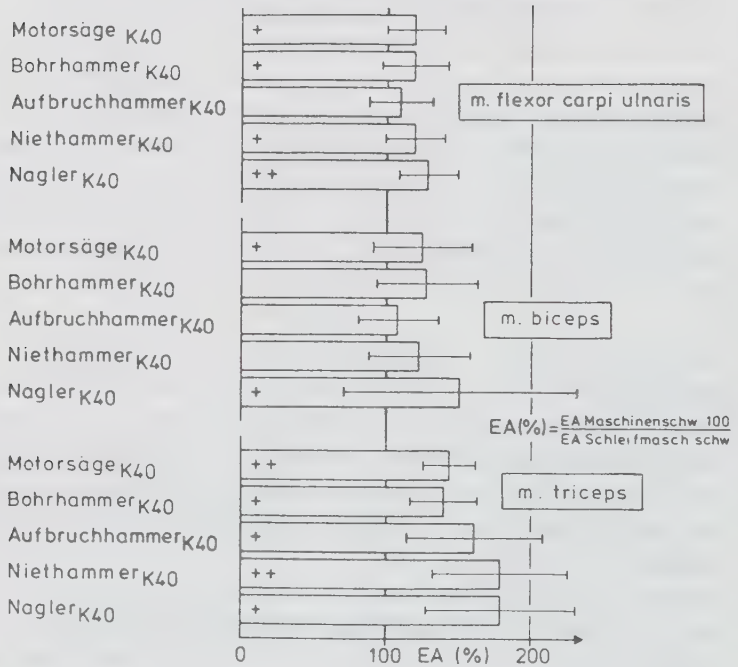


Abbildung 30: Veränderung der elektrischen Muskelaktivität EA bei Geräte- gegenüber Schleifmaschinenschwingungen (100%)

+: Irrtumswahrscheinlichkeit $\alpha \leq 5\%$

++: Irrtumswahrscheinlichkeit $\alpha \leq 1\%$

hammer und die Motorsäge liegt eine hoch gesicherte Erhöhung vor. In allen Fällen ist die Nullhypothese III zurückzuweisen.

Aus den Abbildungen 26 (oberer Teil), 29 (unterer Teil) und 30 ist zu ersehen, dass der m. triceps bei Exposition durch Geräteschwingungen mit zunehmender Stosshaltigkeit eine ansteigende EA aufweist. Die Abhängigkeit der EA des Muskels von der Stosshaltigkeit der Schwingung zeigt Abbildung 31. Zwischen den Scheitelfaktoren 1,8 und 10 kann man einen logarithmischen Zusammenhang ableiten.

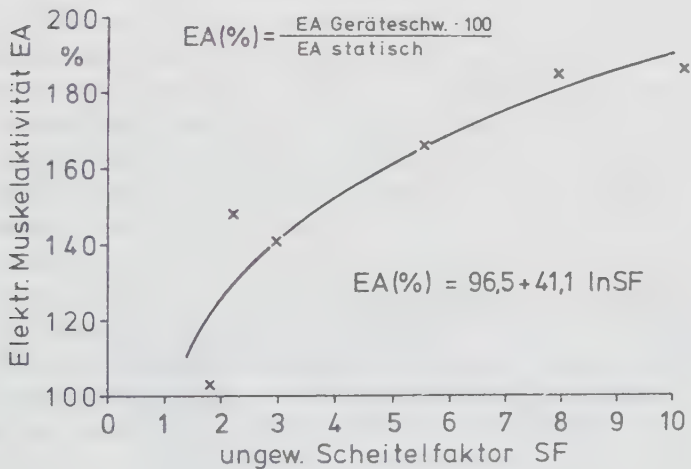


Abbildung 31: Relative elektrische Muskelaktivität EA des m. triceps in Abhängigkeit von der Stosshaltigkeit der Geräteschwingungen

Aus Abbildung 32 ist ersichtlich, inwieweit signifikante Unterschiede der EA im Vergleich der Geräteschwingungen gegeneinander bestehen. Die Signifikanz der Unterschiede der EA bei Belastung mit Geräte- gegenüber Schleifmaschinenschwingungen ist aus der ersten Zeile jeder Darstellung ersichtlich (entspricht Abbildung 30) und soll hier nicht mehr diskutiert werden.

Für den m. biceps lässt sich nur in den beiden Fällen, die bereits in Abbildung 30 zur Darstellung kamen und dort erwähnt wurden, ein signifikanter Unterschied der EA nachweisen.

Am m. flexor carpi ulnaris lassen sich zwei signifikante Erhöhungen der EA feststellen, nämlich für den Niethammer und den Nagler gegenüber dem Aufbruchhammer. Für beide Fälle muss die Nullhypothese IV zurückgewiesen werden. Da Niethammer und Nagler - bezogen auf den Scheitelfaktor - die Geräte mit den stosshaltigsten Schwingungsanteilen sind, kann man auch am m. flexor carpi ulnaris eine Beziehung zwischen Stosshaltigkeit der Schwingung und EA in dem Sinne vermuten, dass ansteigende Stosshaltigkeit eine Zunahme der EA zur Folge hat. Bereits in Abbildung 28 (oberer Teil) ist dieser Trend zu erkennen, da sowohl der Niethammer als auch der Nagler eine signifikante Erhöhung der EA gegenüber der Sinsusschwingung aufweisen. Im Vergleich zu statischer Greif- und Andruckkraft (Abbildung 25) und zur Schleifmaschine (Abbildung 30) ist dieser Trend jedoch nicht feststellbar, so dass dieser Punkt noch genauer untersucht werden müsste.

Am m. triceps finden sich ebenfalls für den Niethammer und den Nagler signifikante Erhöhungen der EA, hier jedoch gegenüber dem Bohrhammer und nicht gegenüber dem Aufbruchhammer. Für beide Fälle ist die Nullhypothese IV zurückzuweisen.

m. flexor carpi ulnaris

	MOS	BOH	ABH	NIH	NAG
SFM	+	+		+	++
MOS					
BOH					
ABH				+	+
NIH					
NAG					

m. biceps

	MOS	BOH	ABH	NIH	NAG
SFM	+				+
MOS					
BOH					
ABH					
NIH					
NAG					

m. triceps

	MOS	BOH	ABH	NIH	NAG
SFM	++	+	+	++	+
MOS					
BOH				+	+
ABH					
NIH					
NAG					

Abbildung 32: Veränderung der elektrischen Muskelaktivität EA im Vergleich der Geräteschwingungen zueinander

+ : Irrtumswahrscheinlichkeit $\alpha \leq 5\%$

++ : Irrtumswahrscheinlichkeit $\alpha \leq 1\%$

Die Vermutung, dass der Aufbruchhammer eine grössere Belastung für den m. triceps darstellt als der Bohrhammer (Niethammer und Nagler zeigen im Vergleich zum Bohrhammer und nicht zum Aufbruchhammer eine signifikante Erhöhung der EA), steht in Einklang mit der Aussage, dass steigende Stosshaltigkeit eine Erhöhung der EA des Muskels zur Folge hat. Während der Bohrhammer einen Scheitelfaktor von 3,1 aufweist, beträgt der entsprechende Wert für den Aufbruchhammer 8,3 (siehe Tabelle 1). Darüberhinaus stellt die mit 16 Hz im Resonanzbereich des Hand-Arm-System liegende Frequenz des Aufbruchhammers einen zusätzlichen Belastungsfaktor dar.

4.4. Versuchsreihe C: Subjektive Stärke der Wahrnehmung

4.4.1. Zielsetzung

Durch die Untersuchung der subjektiven Stärke der Wahrnehmung ist ein direkter Vergleich zweier Schwingungen durch die Versuchsperson möglich.

Verglichen wurden sowohl Sinus- als auch Motorsägeschwingungen mit stosshaltigen Schwingungen. Durch die unmittelbar aufeinanderfolgende Darbietung von jeweils zwei in ihrer Art unterschiedlichen Schwingungen sollte ermittelt werden, ob sowohl zwischen Sinusschwingungen und stosshaltigen Schwingungen einerseits als auch zwischen Motorsägeschwingungen und stosshaltigen Schwingungen andererseits ein Unterschied im Hinblick auf die subjektive Stärke der Wahrnehmung besteht. Dieses Beurteilungsverfahren, das nicht auf objektiv messbaren Daten basiert, sondern sich das unmittelbare Schwingungsempfinden des Menschen zunutze macht, soll zusammen mit den vorangegangenen Messreihen eine Aussage darüber erlauben, ob und inwieweit stosshaltige Schwingungsvorgänge eine stärkere Belastung für das Hand-Arm-System des Menschen darstellen als nichtstosshaltige (sinusförmige bzw. stochastische) Schwingungen.

4.2.2. Versuchsaufbau und Registriereinrichtung

Im Gegensatz zu den beiden vorhergehenden Versuchsreihen musste hier die Ansteuerung des Schwingungssimulators modifiziert werden, da nicht Messungen bei nur vorgegebenen Schwingungen durchzuführen waren, sondern die Versuchsperson selbst die Intensität einer Schwingung

einzustellen hatte. Da dem Prinzip der Untersuchung zur subjektiven Stärke der Wahrnehmung der unmittelbare Vergleich zweier in ihrer Art unterschiedlicher Schwingungen zugrunde liegt, wurde folgender Versuchsaufbau zur Ansteuerung des Schwingungssimulators vorgenommen (Abbildung 33):

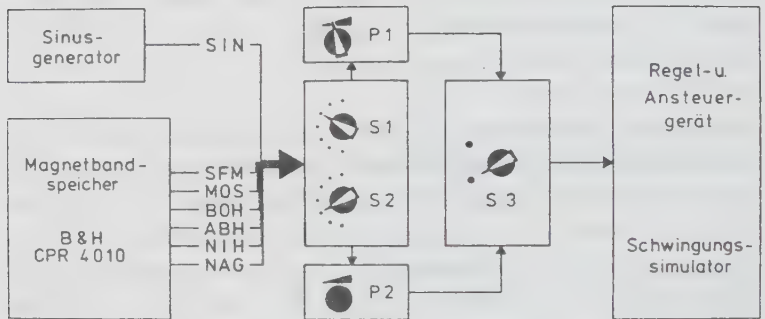


Abbildung 33: Ansteuerung des Schwingungssimulators für die Versuche zur subjektiven Schwingungswahrnehmung

- S 1 : Schalter für Standardschwingung (VL)
- S 2 : Schalter für Vergleichsschwingung (VL)
- P 1 : Potentiometer für Standardschwingung (VL)
- P 2 : Potentiometer für Vergleichsschwingung (VP)
- S 3 : Wahlschalter für Standard-/Vergleichsschwingung (VL)
- VL = Versuchsleiter
- VP = Versuchsperson

Der Ausgang des Sinusgenerators sowie die 6 Ausgänge des Magnetbandspeichers B. und H. CPR 4010, die den 6 verschiedenen Geräteschwingungen entsprachen, wurden einem Schaltkasten zugeleitet, der aus 2 siebenpoligen Drehschaltern (S 1 und S 2) bestand. Beide Schalter wurden vom

Versuchsleiter bedient. Schalter S 1 diente der Einstellung der Standardschwingung, die durch das Potentiometer (P 1) vom Versuchsleiter in ihrer Intensität variiert werden konnte. Anschliessend gelangte das Schwingungssignal über den Schalter S 3, der ebenfalls vom Versuchsleiter bedient wurde, zum Simulator. Die durch die Versuchsperson nachzuregelnde Vergleichsschwingung wurde auf dem Schalter S 2 eingestellt, dessen Ausgangssignal dem Potentiometer (P 2) zugeführt worden ist. Dieses Potentiometer ermöglichte der Versuchsperson eine stufenlose Veränderung der Intensität der nachzuregelnden Schwingung. Um eine Beeinflussung der Schwingungsempfindung der Versuchsperson zu verhindern, wurde die Skaleneinteilung an diesem Potentiometer entfernt. Über den Schalter S 3 gelangte das Signal anschliessend zum Simulator.

Während die beiden Drehschalter S 1 und S 2 es ermöglichten, die Simulationsversuche in beliebiger Kombination darzubieten, konnte durch den Umschalter S 3 erreicht werden, dass der Versuchsperson nach der Standardschwingung ohne Verzögerung die von ihr nachzuregelnde Vergleichsschwingung eingestellt werden konnte. Ausserdem bot die Methode den Vorteil, dass durch ständiges und beliebig oft wiederholbares Umschalten die Versuchsperson die Möglichkeit hatte, beide Schwingungen direkt und ohne Zeitverlust zu vergleichen. Somit wurde das "Schwingungsgedächtnis" der Probanden wesentlich entlastet und die Konzentration konnte sich stärker auf den Intensitätsvergleich beider Schwingungen richten.

Eine Aufzeichnung von Messwerten auf Magnetband entfiel bei dieser Methode. Die K-Werte, die die rechnerische Bezugsgrösse für den Intensitätsvergleich darstellen, wurden direkt im On-line Betrieb am Rechner PDP 11/40 bestimmt und protokolliert.

4.4.3. Versuchsprogramm

Da zur Durchführung dieser Versuchsreihe ein Vergleich von jeweils 2 Schwingungen als Beurteilungsgrundlage diente, ergaben sich Paarversuche, wobei einer im K-Wert festgelegten vorgegebenen Standardschwingung eine zweite Schwingung in ihrer Intensität nachgeregelt werden sollte.

Gemäss dieser Problemstellung ergaben sich 7 Paarversuche Sinusschwingung-Geräteschwingung, sowie 7 Paarversuche Motorsägeschwingung-Geräteschwingung (siehe Tabelle 2, Seite 56). Diese 14 Paarversuche wurden noch in 3 Wiederholungen durchgeführt, so dass sich pro Versuchsperson 56 Paarversuche ergaben, insgesamt also 560.

Während bei 2 Versuchsreihen jeweils die Sinusschwingungen bzw. die Motorsägeschwingungen vorgegeben wurden und die Geräteschwingungen nachzuregeln waren, ist bei den beiden restlichen Versuchsreihen Standardschwingung-Vergleichsschwingung in umgekehrter Reihenfolge verfahren worden.

Die Zeit zur Schwingungsvorgabe betrug 30 Sekunden. Zur Nachregulierung der zu vergleichenden Schwingung stand der Versuchsperson beliebig viel Zeit zur Verfügung. Durch häufiges Umschalten zwischen vorgegebener und nachzuregelnder Schwingung, das die Versuchsperson selbst bestimmen konnte, sollte ihr der Intensitätsvergleich beider Schwingungen erleichtert werden. Wie sich in früheren Untersuchungen gezeigt hatte (DUPUIS, 1972) erwies es sich als sinnvoll, mit jeder Versuchsperson einige Vorversuche zu absolvieren, um das Urteilsvermögen im Hinblick auf Schwingungen zu trainieren. Bedingt durch die zeitaufwendigere Versuchsdurchführung konnte im Gegensatz zu den beiden vorhergehenden Untersuchungsreihen nur mit einem Probanden pro Tag gearbeitet werden.

4.4.4. Versuchsauswertung

Pro Versuchsperson konnten für jeden Paarversuch 4 Wertepaare gemessen werden: zu jedem K-Wert der vorgegebenen Standardschwingung der von der Versuchsperson eingestellte K-Wert der nachzuregelnden Vergleichsschwingung.

Die 4 Wertepaare wurden gemittelt, so dass pro Versuchsperson und Paarversuch ein Wertepaar zur Verfügung stand. Diese durch Mittelung erhaltenen Wertepaare bildeten die Ausgangswerte zur t-Test-Berechnung.

Wie schon zur Auswertung der Ergebnisse der vorangegangenen Versuchsreihen wurde auch hier der t-Test für abhängige Stichproben angewendet mit $\alpha = 0,05$ und $0,01$ bei zweiseitiger Fragestellung. Zur Prüfung der Signifikanz wurde folgende Nullhypothese formuliert:

Im Vergleich der subjektiven Stärke der Wahrnehmung besteht zwischen Geräte- und Sinusschwingungen sowie zwischen Geräte- und Motorsägeschwingungen kein signifikanter Unterschied.

Die Alternativhypothese lautete:

Im Vergleich der subjektiven Stärke der Wahrnehmung besteht zwischen den o. g. Schwingungen ein signifikanter Unterschied.

4.4.5. Ergebnisdarstellung und Diskussion

Die Abbildungen 34 und 35 stellen die Ergebnisse der subjektiven Schwingungsvergleiche dar. Abgebildet sind die einzelnen Paarvergleiche mit den ermittelten K-Werten, die bei den Probanden zu einer gleichstarken Wahrnehmung geführt haben.

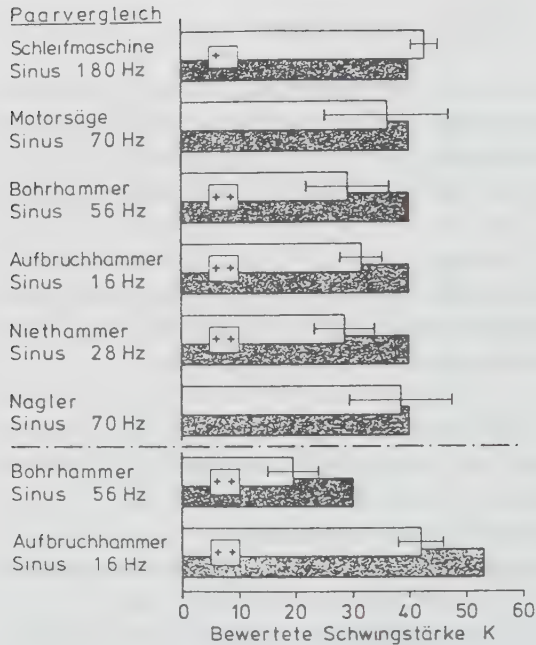


Abbildung 34: Paarvergleich für subjektiv gleichstarke Schwingungswahrnehmungen (Geräteschwingungen-Sinusschwingungen) ausgedrückt durch die Bewertete Schwingstärke K

+ : Irrtumswahrscheinlichkeit $\alpha \leq 5\%$

++ : Irrtumswahrscheinlichkeit $\alpha \leq 1\%$

Während die Schleifmaschinenschwingung signifikant schwächer als die zugehörige Sinusschwingung von 180 Hz empfunden wird (d. h. Ablehnung der Nullhypothese), werden der Bohrhammer, der Aufbruchhammer und der Niethammer hochsignifikant stärker als die jeweils zugehörige Sinusschwingung empfunden, so dass in diesen Fällen die Nullhypothese ebenfalls abzulehnen ist (Abbildung 34). Ein

Einfluss der Stosshaltigkeit ist nicht erkennbar. Bemerkenswert ist die Tatsache, dass der Nagler, der aufgrund seines Scheitelfaktors als das stosshaltigste Gerät zu bezeichnen ist, nur eine geringgradig stärkere Empfindung hervorruft als die entsprechende Sinusschwingung. Da hier kein signifikanter Unterschied nachzuweisen ist, muss die Nullhypothese beibehalten werden.

Die Änderung der Schwingungsintensität zeigt keinen Einfluss auf das subjektive Empfinden hinsichtlich von Geräte- gegenüber Sinusschwingungen. Sowohl der Bohrhammer als auch der Aufbruchhammer werden bei verändertem K-Wert hochsignifikant stärker als die zugehörige Sinusschwingung empfunden, so dass auch hier die Nullhypothese abgelehnt werden muss.

Betrachtet man den Vergleich Geräte- zu Motorsägeschwingungen (Abbildung 35), so lässt sich nur ein hochsignifikanter Unterschied hinsichtlich des subjektiven Empfindens nachweisen: der Niethammer wird hochsignifikant stärker empfunden als die Motorsäge, d. h. nur in diesem Falle ist die Nullhypothese zurückzuweisen. In allen anderen Fällen ist kein signifikanter Unterschied des subjektiven Empfindens nachzuweisen, obwohl fast alle Geräteschwingungen - mit Ausnahme des Aufbruchhammers - eine geringgradig stärkere subjektive Empfindung hervorrufen. Die Nullhypothese ist also in diesen Fällen beizubehalten. Auffallend ist, dass lediglich der Aufbruchhammer eine schwächere subjektive Empfindung als die Motorsäge hervorruft. Die Änderung der Schwingungsintensität übt keinen Einfluss auf das subjektive Empfinden hinsichtlich des Vergleiches Geräte- zu Motorsägeschwingungen aus.

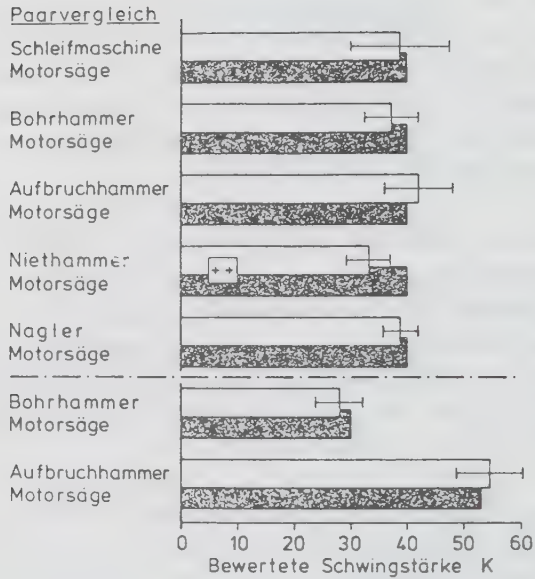


Abbildung 35: Paarvergleich für subjektiv gleichstarke Schwingungswahrnehmung (Geräteschwingungen-Motorsägeschwingungen) ausgedrückt durch die Bewertete Schwingstärke K
++ : Irrtumswahrscheinlichkeit $\alpha \leq 1\%$

Ein Einfluss der Stosshaltigkeit der Geräteschwingungen ist im Hinblick auf das subjektive Empfinden im Vergleich zu Motorsägeschwingungen offenbar nicht vorhanden.

Es ist auffallend, dass von den 4 Geräteschwingungen mit starken Stossanteilen nur 3 eine hochsignifikant stärkere Empfindung im Vergleich zur Sinusschwingung hervorrufen,

während das nach dem Scheitelfaktor stosshaltigste Gerät, der Nagler, keinen signifikanten Unterschied aufweist. Dieses Messergebnis kann dahingehend interpretiert werden, dass die Frequenz der vergleichenden Sinusschwingung offenbar ein entscheidender Faktor im Hinblick auf die Stärke der subjektiven Gleichwahrnehmung darstellt. Möglicherweise werden Sinusschwingungen mit einer Frequenz oberhalb von ca. 60 Hz unangenehmer als Schwingungen mit geringerer Frequenz empfunden. Eine Hinweis darauf zeigt auch der Vergleich Schleifmaschinen- zu Sinusschwingung: die reine Sinusschwingung von 180 Hz wird signifikant unangenehmer als die Schleifmaschinenschwingung empfunden.

Es wäre durchaus vorstellbar, dass Schwingungen mit Frequenzen unterhalb von ca. 60 Hz zwar objektiv eine stärkere Beanspruchung vor allem für die Knochen und Gelenke des Hand-Arm-Systems darstellen (hier insbesondere Frequenzen im Resonanzbereich um 16 Hz) aber subjektiv nicht so unangenehm in Erscheinung treten wie höherfrequente Schwingungen, die kaum eine mechanische Beanspruchung für den Arm darstellen, jedoch in der Hand ein unangenehmes "Kribbeln" auszulösen vermögen.

5. Zusammenfassende Diskussion

Da sämtliche Schwingungsvariationen (ausser speziellen), die in der vorliegenden experimentellen Untersuchung verwendet wurden, eine gleichgrosse Bewertete Schwingstärke von $K = 40$ aufwiesen, müssten sie gemäss VDI 2057 als gleichartig wirksam hinsichtlich der Belastung beurteilt werden.

Bezüglich der Wirkung der Stosshaltigkeit ist darauf hinzuweisen, dass sich die Schwingungsverläufe sowohl im Hinblick auf die Stosshaltigkeit als auch auf die Frequenzzusammensetzung unterscheiden. Es ist daher verständlich, dass sich die Interpretation der Ergebnisse nur auf die untersuchten Geräte beziehen kann und keine allgemeingültigen Aussagen über stosshaltige Schwingungsvorgänge erlaubt.

Weiterhin konnten keine einheitlichen Aussagen für alle Wirkungsbereiche (biomechanisches Übertragungsverhalten, elektrische Muskelaktivität und subjektive Wahrnehmung) erwartet werden, da die in VDI 2057 zugrunde gelegte Frequenzbewertung eine mittlere Frequenzabhängigkeit der verschiedenen Wirkungen auf den Menschen wiedergibt.

Betrachtet man die Ergebnisse der Versuche zum biomechanischen Übertragungsverhalten, so lässt sich kein Zusammenhang zwischen der Stosshaltigkeit einer Schwingung und dem Übertragungsfaktor auf das Hand- und Ellenbogengelenk feststellen. Diese Aussage gilt jedoch nur für die in der Untersuchung verwendete Art der Anbringung der Beschleunigungsaufnehmer. Es ist vorstellbar, dass direkt am Knochen durchgeführte Messungen zu abweichenden Ergebnissen führen könnten. Da eine derart invasive Methode ein hohes Infektionsrisiko beinhaltet, wurde im Rahmen der vor-

liegenden Untersuchung darauf verzichtet.

Einen wesentlichen Einfluss auf den Übertragungsfaktor übt die Frequenzzusammensetzung einer Schwingung aus. Besonders im niederfrequenten Bereich (16 - 30 Hz) kommt es unabhängig von harmonischen, stochastischen oder stoss-haltigen Schwingungen zu Resonanzerscheinungen und damit zu erhöhter Beanspruchung, vorwiegend der Gelenke. Man muss annehmen, dass das Hand-Arm-System als eine Art Filter wirkt, wobei die niederfrequenten, im Resonanzbereich liegenden Frequenzanteile verstärkt werden, während alle darüber liegenden Frequenzanteile abgebaut werden.

Insbesondere für das Ellenbogengelenk stellen Schwingungs-anteile, die im Resonanzbereich des Hand-Arm-Systems liegen, eine hohe Belastung dar. Von den untersuchten Geräteschwingungen übt der Aufbruchhammer mit seiner Grundfrequenz von 16 Hz eine starke Belastung auf das Ellenbogengelenk aus. Diese Aussage deckt sich mit den in der Literatur mehrfach beschriebenen Schädigungen des Ellenbogengelenkes durch Umgang mit Abbauhämmern (vergleiche Kapitel 3.2.4.).

Im Rahmen der Untersuchung der elektrischen Muskelaktivität wird deutlich, dass alle 3 beanspruchten Muskelgruppen unter Schwingungsbelastung eine erhöhte elektrische Aktivität gegenüber statischer Greif- und Andruckkraft aufweisen. Dabei fällt auf, dass die gemessenen Werte am m. biceps brachii starken Schwankungen unterliegen. Die Ursache hierfür liegt wahrscheinlich in der Funktion des m. biceps brachii, der als Antagonist des m. triceps brachii nur indirekt zur Stabilisierung des Hand-Arm-Systems beiträgt.

Der m. triceps brachii reagiert von den drei untersuchten Muskeln am deutlichsten auf Schwingungsbelastung. Nur für diesen Muskel lässt sich eine Abhängigkeit von der Stosshaltigkeit einer Schwingung nachweisen: für Schwingungen mit einem Scheitelfaktor von 10 des unbewerteten Beschleunigungssignales steigt seine elektrische Aktivität um etwa 85%.

Aus der Untersuchung zur Stärke der subjektiven Wahrnehmung ergibt sich, dass die stosshaltigen Schwingungen im Vergleich zu den entsprechenden Sinusschwingungen stärker empfunden werden. Eine Abhängigkeit vom Grad der Stosshaltigkeit in dem Sinne, dass mit steigender Stosshaltigkeit ein niedrigerer K-Wert eingestellt wird, kann nicht nachgewiesen werden. Es scheint jedoch nicht ohne Bedeutung zu sein, welche Sinusfrequenz zum Vergleich einer stosshaltigen Schwingung herangezogen wird, da harmonische Schwingungen ausserhalb des Resonanzbereiches (über 50 Hz) möglicherweise ein unangenehmeres Empfinden als niedrigere Frequenzen (bis 50 Hz) hervorrufen, im Gegensatz zur biomechanischen Reaktion. Dies mag mit den im Bereich von 200 Hz am empfindlichsten reagierenden Vibrationsrezeptoren in der Subcutis, den Vater-Pacini'schen Körperchen, in Zusammenhang stehen.

Zusammenfassend kann aus den Ergebnissen der 3 experimentellen Versuchsreihen gefolgert werden, dass sich keine eindeutigen Unterschiede im Hinblick auf die akuten Wirkungen zwischen harmonischen, stochastischen und stosshaltigen Schwingungen ergeben, obgleich zu erkennen ist, dass stosshaltige Schwingungen in einzelnen Fällen eine erhöhte Belastung darstellen. Da jedoch sowohl die Stosshaltigkeit als auch die Frequenzzusammensetzung und die Frequenz der Stossfolge als getrennte Parameter einen Einfluss auf die akuten Wirkungen ausüben, müsste durch

zusätzliche Untersuchungen eine isolierte Beurteilung der einzelnen Parameter durchgeführt werden. Eine Notwendigkeit zur Änderung des derzeitigen Beurteilungssystems nach VDI 2057 lässt sich aus der Untersuchung nicht ableiten.

Dennoch erscheint es aus gesundheitlichen Gründen sinnvoll, im Rahmen der Schwingungsminderung die Belastung durch impulsförmige Schwingungsverläufe so weit wie möglich zu reduzieren. Ätiologie und Pathogenese sowie klinisches Erscheinungsbild der durch stossförmige Schwingungen vorwiegend an Knochen und Gelenken auftretenden Schädigungen sind in der Fachliteratur hinreichend beschrieben worden (vergleiche Kapitel 3.2.4.). Die besondere Gefahr einer Schädigung durch impulsförmige Schwingungsbelastung mag einerseits daran liegen, dass der Mensch von Natur aus nicht solchen Belastungen ausgesetzt ist und deshalb auch anatomisch-physiologisch keine Anpassungsmechanismen an solche Belastungsformen besitzt. Weiterhin verfügt der Mensch nicht über Rezeptoren, die speziell der Wahrnehmung von mechanischen Schwingungen dienen. Daher ist es verständlich, dass Knochen- und Gelenkschädigungen durch niederfrequente, z. T. impulsförmige, mechanische Schwingungen häufig erst in sehr fortgeschrittenen Stadien Beschwerden verursachen oder erst erkannt werden, wenn bereits erhebliche Schädigungen aufgetreten sind.

Ein ähnlicher Schädigungsmechanismus wie bei Belastung des Innenohres durch Impulslärm wäre vorstellbar: bei sehr kurzen Impulsanstiegszeiten, die unter der Zeit des Muskeleigenreflexes (entsprechend des Stapediusreflexes im Ohr) liegen, kann die gesamte Stossenergie auf das im unfixierten Zustand sich befindende Gelenk treffen und so zu einem maximalen Aufeinanderprallen des Gelenkknorpels führen. Die Summe vieler kleiner Einzelstöße kann zur

Ausbildung subchondraler Nekrosen und schliesslich zur Ausbildung freier Gelenkkörper führen. Ist die Anstiegszeit jedoch länger als der Muskeleigenreflex, so wird durch die Muskelanspannung das Gelenk in einem fixierten Zustand gehalten. Das Aufeinanderprallen der Gelenkflächen wird dadurch gemindert. Die Bedeutung der Impulsanstiegszeit wurde von MALINSKAJA und BUTKOVSKAJA (zitiert nach KRAUSE, 1979) beschrieben. Die Fixierung des Gelenkes durch Muskelanspannung stellt zwar eine gewisse Schutzfunktion für den Gelenkknorpel dar, bedeutet aber für Muskeln, Sehnen und Gelenkkapseln eine ausserordentlich hohe Belastung. Infolgedessen kann es zu degenerativen Veränderungen im bindegewebigen periartikulären Bereich kommen, was letztlich dem Bild der Arthrosis deformans entspricht.

Aufgrund der in der vorliegenden Untersuchung gewonnenen Ergebnisse ist REHM (1983) zuzustimmen, die aus arbeitsmedizinischer Sicht fordert:

1. technische Möglichkeiten zu entwickeln, die eine Schwingungs- bzw. Stossminderung am Arbeitsgerät bewirken,
2. medizinische Untersuchungsmethoden entwickeln, die individuelle Faktoren, die zu Knochen- und Gelenkschäden durch mechanische Schwingungen prädestinieren, ermitteln,
3. Screening Untersuchungen
 - a. zum Ausschluss besonders gefährdeter Personen vom Umgang mit schwingungsemitierenden Geräten
 - b. zur möglichst frühzeitigen Erkennung von schwingungsbedingten Schädigungen an Knochen und Gelenken bei entsprechend Beschäftigten.

6. Zusammenfassung

In der vorliegenden Arbeit wurde untersucht, ob stoss-haltige Schwingungen im Vergleich zu nicht-stosshaltigen Schwingungen stärkere akute Wirkungen auf das Hand-Arm-System haben und demzufolge einer strengeren arbeits-medizinischen Bewertung nach VDI 2057 bedürfen.

Durch einen Schwingungssimulator konnten 10 Versuchspersonen sowohl praxisorientierten Geräteschwingungen (Schleifmaschine, Motorkettensäge, Bohrhammer, Aufbruchhammer, Niethammer und Nagler) als auch Sinusschwingungen unter labormässigen Bedingungen ausgesetzt werden. Als Beanspruchungskriterien wurden folgende 3 Messreihen durchgeführt:

1. Biomechanisches Übertragungsverhalten des Hand-Arm-Systems (Handgelenk, Ellenbogengelenk, Schultergelenk)
2. Elektrische Muskelaktivität (m. flexor carpi ulnaris, m. biceps brachii, m. triceps brachii)
3. Subjektive Schwingungswahrnehmung (Intensitätsvergleich einer vorgegebenen Standardschwingung mit einer Vergleichsschwingung)

Aufgrund der Ergebnisse liess sich hinsichtlich der akuten Wirkungen auf das Hand-Arm-System allgemein kein eindeutiger Unterschied in Abhängigkeit von der Stosshaltigkeit der Schwingungen feststellen. Nur in einzelnen Fällen war eine stärkere akute Wirkung stosshaltiger Schwingungen im Vergleich zu nicht-stosshaltigen nachweisbar.

Aus diesem Grunde scheint es derzeit nicht gerechtfertigt, das gegenwärtige Bewertungssystem nach VDI 2057 zu ändern.

7. Literaturverzeichnis

- AGATE, J.N.: An outbreak of cases of Raynaud's phenomenon of occupational origin, Brit .J. Ind. Med. 6, 144-163 (1949)
- ANDREEVA-GALANINA, E.Ts.: Arbeitshygiene bei der Arbeit mit mechanisierten Werkzeugen, Verlag: Die Medizin, Lenin-grad, aus dem Russ. Übersetzt von M. Langer und A. Sowa, 1-92, (1967)
- ASGIAN, B., St. GASPAR und E. PAPP: Elektromyographische Veränderungen (EMG) bei Arbeitern, welche beruflich Vibrationen ausgesetzt sind, IGIENA XXV, 1, 17-22 (1976)
- ASHE, W.F., W.T. COOK und J.W. OLD: Raynaud's phenomenon of occupational origin, Arch. Environ. Hlth. 5, 333-343 (1962)
- BEINTKER, E.: Über Muskelatrophien durch Pressluftwerkzeuge, Arch. Gewerbepath. u. Gewerbehyg. 1, 376-379 (1930)
- BOBBERT, G.: Die Beurteilung von Schwingungs- und Stosseinwirkungen auf den Menschen in der Normung, VDI-Berichte Nr. 210, 19-20 (1973)
- BROKMANN, W., H. DUPUIS, M. KLÖCKER, J. MAUE u. M. WECK: Schall und Schwingungen am Arbeitsplatz - Mess-technisches Taschenbuch für den Betriebspraktiker - Bachem Köln (1981)
- CARLSÖÖ, E. und J. MAYR: A study of the load on joints and muscles in work with a pneumatic hammer and a bolt gun, Work Environ. Hlth. 11, 32-38 (1974)

COERMANN, R.: Einwirkung stossförmiger Beschleunigungen auf den Menschen, VDI-Berichte Nr. 135, 73-76 (1969)

DIEROFF, H.G., zit. nach PETERS, Th.: Arbeitsmedizinische und messtechnische Probleme des Impulslärms, Zbl. Arbeitsmed. Bd. 30, Nr. 6, 218-224 (1980)

DUPUIS, H., E. HARTUNG und W. HAMMER: Biomechanisches Verhalten, Muskelreaktion und subjektive Wahrnehmung bei Schwingungserregung der oberen Extremitäten zwischen 8 und 80 Hz, Int. Arch. Occup. Environ. Hlth. 37, 9-34 (1976)

DUPUIS, H., E. HARTUNG und L. LOUDA: Vergleich regelloser Schwingungen eines begrenzten Frequenzbereiches mit sinusförmigen Schwingungen hinsichtlich der Einwirkung auf den Menschen, Ergonomics, Vol 15, 3, 237-265 (1972)

DUPUIS, H., E. HARTUNG, M. HEINZ und A. WEICHENRIEDER: Biomechanisches Verhalten, Muskelreaktion und periphere Durchblutung des Hand-Arm-Systemes unter Schwingungsbelastung, Arbeiten aus dem MPI für Landarbeit und Landtechnik, Bad Kreuznach, A-76-2 (1976)

DUPUIS, H. und A. WEICHENRIEDER: Beeinflussung der peripheren Hautdurchblutung durch mechanische Schwingungen und Lärm, Ber. 17. Jahrestagung d. Dtsch. Gesellschaft f. Arbeitsmedizin e.V. Kiel, Gentner Stuttgart, 159-168 (1977)

DUPUIS, H.: Mechanische Schwingungen und Stösse, in: Lehrbuch der Ergonomie v. H. Schmidtke, Carl Hanser München, 2.Aufl., 222-235 (1981)

ERNST, E.: Raynaud-Phänomen, Literaturübersicht neuerer Aspekte, Münch. Med. Wschr. 123, 34, 1265-1268 (1981)

- ESKENASY, J.: Die Schwingungsneurose, Int. Arch. Arbeits-med. 26, 263 (1970)
- FÄRKKILÄ, M. und I. PYYKKÖ: Blood flow in the contralateral hand during vibration and hand grip contractions of lumberjacks, Scand. J. Work Environ. Hlth. 5, 368-374 (1979)
- FÄRKKILÄ, M., J. STARCK, J. HYVÄRINEN und K. KURPPA: Vaso-spastic symptoms caused by asymmetrical vibration exposure of the upper extremities to a pneumatic hammer, Scand. J. Work Environ. Hlth. 4, 330-335 (1978)
- v. GIERKE, H.E. und J.W. BRINKLEY: Scientific and technical information office, National Aeronautics and Space Administration, Bd.II, Buch 1, 233-261 (1975)
- GRIFFIN, M.J. und E.W. WHITHAM: Discomfort produced by impulsive wholebody vibration, Univ. of Southampton, Institute of Sound and Vibration Research, England, J. Acoust. Soc. Am. 68 (5), Nov (1980)
- HAGEN, J.: Erkrankungen durch Pressluftwerkzeugarbeit, Barth Leipzig (1947)
- HAGEN, J.: Schäden durch Pressluftwerkzeuge und vibrierende Maschinen, in: Handbuch der gesamten Arbeitsmedizin, Baader Berlin, 427-447 (1961)
- HAMILTON, A.: A vasomotor disturbance in the fingers of stonecutters, Arch. Gewerbepath. Gewerbehyg. 1, 348-358 (1930)
- HELD, G.: Elektromyographische Untersuchungen an der oberen Extremität bei statischer Belastung und Schwingungsbelastung, Diss. Johannes Gutenberg-Univ. Mainz (1980)

- HELLSTRÖM, B. und K. MYHRE: A comparison of some methods of diagnosing Raynaud phenomena of occupational origin, Brit. J. Ind. Med. 28. 272-279 (1971)
- HETTINGER, Th.: Die Ermüdung der Eigenreflexe bei Drucklufthammerarbeit, Arbeitsphysiol. 15, 57-61 (1953)
- HETTINGER, Th. und H. SCHEFFLER: Die Veränderung des Ellenbogengelenkspaltes bei Arbeit mit Drucklufthämmern, Int. Z. angew. Physiol. einschl. Arbeitsphysiol., Bd. 17, 284-302 (1958)
- HOHMANN, B.W.: Hörschäden durch Impulslärm, Sozial- und Präventivmedizin 26, 161-164 (1981)
- IWATA, H., H. DUPUIS und E. HARTUNG: Übertragung von horizontalen Sinusschwingungen auf die oberen Extremitäten bei Halbpronationsstellung und Reaktion des m. biceps, Int. Arch. Arbeitsmed. 30, 313-328 (1972)
- IWATA H., H. DUPUIS, J.L. FREUND und E. HARTUNG: Bei Hand-Arm-Schwingungen auftretende Erkrankungen, Arbeitsmed. Sozialmed. Präventivmed. 8, 12, 295-296 (1973)
- IWATA, H., Y. KATAGIRI und K. OHSIMA: Skin temperature and hyperemia time measurement by nail press procedure in detecting abnormality of dynamics of peripheral circulation in the vibration disease, Jap. J. Ind. Hlth. 16, 463-468 (1974)
- JUNGHANNS, H.: Gefäßsschädigungen durch Arbeit mit Pressluftwerkzeugen, Arch. Orth. Unfallchir. 37, 421 (1937)

JUNGHANNS, H.: Die Wirbelsäule in der Arbeitsmedizin, Teil I, Biomechanische und biochemische Probleme der Wirbelsäulenbelastung, Teil II: Einflüsse der Berufsarbeit auf die Wirbelsäule, Die Wirbelsäule in Forschung und Praxis, Bd. 78 und 79, Hippokrates Stuttgart (1979)

KATSUNUMA, H. und T. SUZUKI: Elektromyographical studies of pneumatic tool diseases, I. A Case with muscle atrophy in palm and white finger attack. Jap. J. Ind. Hlth. 3, 8, 422-424 (1961)

KLIMAKOVA-DEUTSCHOVA, E.: Neurologische Askete der Vibrationskrankheit, Int. Arch. f. Gewerbepath. u. Gewerbehyg. 22, 3, 297-305 (1966)

KLOSTERKÖTTER, W.: Änderung der peripheren Durchblutung bei Arbeiten mit Motorsägen, Forschungsbericht im Auftrage des BMAS (1974)

KLOSTERKÖTTER, W.: Experimentelle Untersuchungen über die Wirkung von pulsierendem Schall auf das menschliche Hörorgan, Bundesansalt für Arbeitsschutz und Unfallforschung, Dortmund, Forschungsbericht Nr. 131 (1974)

KNIEB, H.: Vibrationsbedingte Durchblutungsstörungen der Hände bei Gussputzern, Moderne Unfallverhütung 25, 97-102 (1981)

KNUTSSON, A.: Immunoglobins in workers with traumatic vasospastic disease, J. Occup. Med. 17, 706-707 (1975)

KORADECKA, D.: Periphere Kreislaufreaktionen durch Arbeiten mit vibrierenden Werkzeugen, Nr. 32 Schriftenreihe Arbeitsschutz (1982)

- KRAMER, H., R. MUCKE und P. KRAUSE: Die mittlere bioelektrische Aktivität von statisch beanspruchten Armmuskeln bei Einwirkung von sinusförmiger und impulsförmiger Vibration gleichbewerteten Effektivwertes, Untersuchungsbericht, Wissenschaftlich-Technisches Zentrum für Arbeitsschutz beim Ministerium für Bauwesen der DDR, Berlin (1976)
- KRAUSE, P.: Untersuchungen zur Einwirkung impulsartiger Vibration auf das Hand-Arm-System bei der Arbeit mit handgeführten Maschinen, Diss. TU Dresden (1977)
- LAARMANN, A.: Berufskrankheiten nach mechanischen Einwirkungen, 2. Aufl. des Buches "Die chirurgischen Berufskrankheiten", Enke Stuttgart (1977)
- LANGAUER-LEWOWICKA, H.: Capillaroscopic examinations of the nail folds in the vascular form of the vibration syndroms in grinders and miners, Przegl. Derm 61, 485-488 (1974)
- LANGAUER-LEWOWICKA, H.: Immunologic studies on the pathogenesis of Raynaud's phenomenon in vibration disease, Int. Arch. Occup. Environ. Hlth. 36, 209-216 (1976)
- LANGAUER-LEWOWICKA, H. und T. DYBROWSKA: Changes in nail-bed capillarics depending on the clinical form and stage of vibration disease, Polski Tygodnik Lek. XXII, 26, poln., 1011-1014 (1977)
- LANGE-ANDERSEN, K.: Störungen des Wohlbefindens durch Vibrationswirkungen am Hand-Arm-System, in: Arbeitsbedingte Gesundheitsschäden - Fiktion oder Wirklichkeit? Ber. 20. Jahrestagung d. Dtsch. Gesellschaft f. Arbeitsmedizin Innsbruck, Gentner Stuttgart, 43-52 (1980)

- LAURIG, W.: Elektromyographie als arbeitswissenschaftliche Untersuchungsmethode zur Beurteilung statischer Muskelarbeit, Berlin, Köln, Frankfurt (1970)
- LIDSTRÖM, I.-M.: Periphere Kreislauf- und Nervenfunktionsstörungen bei Personen, die Vibrationswirkungen über die Hände ausgesetzt sind, Arbeitsmed. Sozialmed. Präventivmed. 11, 242-244 (1974)
- LORIGA, G.: Il lavoro coi matrelli pneumatici, Bool. inspett. lavoro 2, 35 (1911)
- MATOKA, T. und H. KUSUMOTO: The role of the higher center of the autonomic nervous system on Raynaud's phenomenon in patients with vibration disease, Tohoku J. Exp. Med. 115, 385 (1975)
- MEYER-BRODNITZ und E. WOLLHEIM: Kapillarfunktionsstörungen als Berufskrankheit durch Schuhanklopfmaschinen, Zentralbl. Gewerbehyg. 6, 270-276 (1929)
- MITTSCHKE, M. und H. KIRSCHKE: Untersuchungen über das Schwingungsverhalten, das Schwingungsempfinden und die Schwingungsbeanspruchung des Menschen in fahrenden Personenkraftwagen, Deutsche Kraftfahrzeugforschung und Strassenverkehrstechnik (1970)
- MIWA, T.: Evaluation methods for vibration effect, Part 3. Measurements of threshold and equal sensation contours on hand for vertical and horizontal sinusoidal vibrations, Ind. Hlth. 5, 213-220 (1967)
- MIWA, T.: Evaluation methods for vibration effect, Part 7. The vibration greatness of the pulses, Ind. Hlth. (1968)

NISHIYAMA, K. und S. WATANABE: Temporary threshold shift of vibratory sensation after claspings a vibrating handle, Int. Arch. Occup. Environ. Hlth. 49, 21-33 (1981)

OESER, R.: Zum Einfluss lokaler Vibration auf die periphere Durchblutung, Z. ges. Hyg. und ihre Grenzgebiete 24, 2, 83-85 (1978)

OESER, R.: Beitrag zur Prognose funktioneller peripherer Durchblutungsstörungen nach Einwirkung von Teilkörper-vibration, Z. ges. inn. Med. 34, 12, 329-330 (1979)

OKADA, A., T. YAMASHITA und T. IDEDA: Screening test for Raynaud's phenomenon of occupational origin, Am. Ind. Hyg. Assoc. J. July/72, 476-482 (1972)

PETERS, Th. et al.: Arbeitsmedizinische und messtechnische Probleme des Impulslärms, Zbl. Arbeitsmed. Bd. 30, Nr. 6, 218-224 (1980)

PETROV, N.S. und P.O. VJAZICKIJ: Der Funktionszustand des Organismus bei Einwirkung einer allgemeinen nieder-frequenten Vibration und stossförmiger Beschleunigungen, Rohübersetzung aus dem Russischen vom Bundes-sprachenamt Ref. SM IV 1., Nr. 41253, dtsh. (1977)

PYYKKÖ, I. und J. HYVÄRINEN: The physiological basis of the traumatic vasospastic disease: a sympathetic vaso-constrictor reflex triggered by high frequency vibration? Work Environ. Hlth. 10, 36-47 (1973)

PYYKKÖ, (1981), I., J. HYVÄRINEN und M. FÄRKILÄ: Studies on the etiological mechanism of vasospastic component in vibration syndrome. Proceedings of the Third International Symposium on Hand-Arm-Vibration, Ottawa, Canada (1981)

- PUSHKINA, N.M.: O nekotoryh biohimiceskih pokazataljah krovi u lic, podvergajuscihsa vozdejstiviju vibracii, Gig. Tr. Prof. Zabol. 5, 2, 29-32 (1961)
- REHM, S.: Chronische Wirkungen auf das Knochen- und Gelenk-system, in: Dupius H., Wirkung mechanischer Schwingungen auf das Hand-Arm-System - Expertenkolloquium -, BAU-Forschungsbericht Nr. 348, Dortmund (1983)
- REIHER, H. und F.J. MEISTER: Die Empfindlichkeit des Menschen gegen Stösse, Forschung auf dem Gebiete des Ingenieurwesens, 2. Jahrg. (1932)
- SCHMITT, R.F. und G. THEWS: Physiologie des Menschen, 19. Aufl., Springer, Berlin-Heidelberg-New York (1977)
- SCHWARZLOSE, H.: Vorkommen von Handarmvibration bei beruflichen Tätigkeiten, Z. Arb. wiss. 35, 4, 227-234 (1981)
- SEYRING, M.: Erkrankungen durch Arbeit mit Pressluftwerkzeugen, Int. Arch. Gewerbepath. 1, 359-375 (1930)
- SILBERKUHL, W.: Über Art, Häufigkeit und Entstehung peripherer Nervenerkrankungen bei Pressluftarbeitern aufgrund von 13 beobachteten Fällen, Monatsschr. f. Unfallheilk. 50, 120-130 (1943)
- SUZUKI, K., S. TAKAHASHI, T. TSUJI und K. ISHII: Vibration transmission in the bones of the hand of chain-saw operators using the high-speed cineradiographic method, J. Uoeh, 3 (1): 23-28, engl. (1981)

- URSONIU, C., A. DAUKER und Fr. SCHNEIDER: Contribution to the study of neuromuscular excitability, Electroencephalogram, Flicker fusion frequency and reaction time in workers exposed to the actions of pneumatic tool vibrations, Med. Lavoro 58, 201-204 (1968)
- VDI 2057: Beurteilung der Einwirkung mechanischer Schwingungen auf den Menschen,
Blatt 1: Grundlagen, Gliederung, Begriffe, Entw. Febr. (1975)
Blatt 2: Schwingungseinwirkung auf den menschlichen Körper, Mai (1981)
Blatt 3: Schwingungsbeanspruchung des Menschen, Entw. Febr. (1979)
- WEICHENRIEDER, A.: Die Belastung des Menschen durch Hand-Arm-Vibrationen und Lärm sowie deren Auswirkung auf die Hörfähigkeit und die Durchblutung der Hände, Diss. TH München (1977)

Lebenslauf

Am 21. September 1953 wurde ich als viertes Kind des Regierungsangestellten Franz Schirmer und seiner Ehefrau Franziska, geb. Laurer, in Mölsheim geboren.

Von 1960 bis 1964 besuchte ich die Volksschule, von 1964 bis 1969 die Realschule Worms-Westend. 1969 wechselte ich auf den mathematisch-naturwissenschaftlichen Zweig des Gymnasiums Gernsheim am Rhein, wo ich 1972 die Reifeprüfung ablegte.

Meinen Wehrdienst leistete ich als Soldat auf Zeit für 2 Jahre von 1972 bis 1974.

Vom Wintersemester 1974/75 bis zum Sommersemester 1978 studierte ich an der Erziehungswissenschaftlichen Hochschule Rheinland-Pfalz/Abteilung Worms. Das Studium beendete ich mit dem I. Staatsexamen für das Lehramt an Grund- und Hauptschulen.

Im Wintersemester 1978/79 begann ich das Studium der Medizin an der Johannes Gutenberg-Universität in Mainz. Die Ärztliche Vorprüfung bestand ich im August 1980. Den Ersten Abschnitt der Ärztlichen Prüfung legte ich im August 1981 ab, den Zweiten Abschnitt im August 1983.

Mein Praktisches Jahr absolvierte ich am Stadtkrankenhaus Rüsselsheim und beendete mein Studium mit dem Dritten Abschnitt der Ärztlichen Prüfung am 29. Oktober 1984.

Seit Mai 1979 bin ich mit der Lehrerin Maria Cornelia Schirmer, geb. Mattern, verheiratet.

